

ANÁLISE DA RADIOGRAFIA COMPUTADORIZADA EM CONDIÇÕES DE
ÁGUAS PROFUNDAS

Davi Ferreira de Oliveira

DISSERTAÇÃO SUBMETIDA AO CORPO DOCENTE DA COORDENAÇÃO DOS
PROGRAMAS DE PÓS-GRADUAÇÃO DE ENGENHARIA DA UNIVERSIDADE
FEDERAL DO RIO DE JANEIRO COMO PARTE DOS REQUISITOS
NECESSÁRIOS PARA A OBTENÇÃO DO GRAU DE MESTRE EM CIÊNCIAS EM
ENGENHARIA NUCLEAR.

Aprovada por:

Prof. Ricardo Tadeu Lopes, D.Sc.

Prof. João Marcos Alcoforado Rebello, D.Sc.

Prof. Marcelino José dos Anjos, D.Sc.

Prof. Edgar Francisco Oliveira de Jesus, D.Sc.

RIO DE JANEIRO, RJ – BRASIL

FEVEREIRO DE 2007

OLIVEIRA, DAVI FERREIRA DE

Análise da Radiografia Computadorizada
em Condições de Águas Profundas [Rio de
Janeiro] 2007

IX, 123 p., 29,7 cm (COPPE/UFRJ, M.Sc.,
Engenharia Nuclear, 2007)

Dissertação - Universidade Federal do Rio
de Janeiro, COPPE

1. Radiografia Computadorizada
2. Gamagrafia
3. *Image Plate*

I. COPPE/UFRJ II. Título (série)

***Este trabalho é dedicado aos meus pais
À minha namorada Helena e ao meu filho Gabriel***

AGRADECIMENTOS

Ao Prof. Ricardo Tadeu Lopes pela orientação, disponibilidade, atenção e principalmente pela amizade em todos os momentos da realização deste trabalho.

Aos demais professores do LIN pela cooperação e pelas dicas que muito ajudaram na conclusão deste trabalho.

Aos funcionários do Laboratório de Instrumentação Nuclear, pela forma como me acolheram e principalmente por terem feito dos meus dias no laboratório momentos inesquecíveis, contribuindo de maneira essencial para o bom andamento deste trabalho.

Aos demais amigos do LIN pela amizade e pelo auxílio na execução do trabalho.

Ao Cenpes/Petrobras e ao Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq) pelo apoio financeiro.

Resumo da Dissertação apresentada à COPPE/UFRJ como parte dos requisitos necessários para a obtenção do grau de Mestre em Ciências (M.Sc.)

ANÁLISE DA RADIOGRAFIA COMPUTADORIZADA EM CONDIÇÕES DE ÁGUAS PROFUNDAS

Davi Ferreira de Oliveira

Fevereiro/2007

Orientador: Ricardo Tadeu Lopes

Programa: Engenharia Nuclear

Neste trabalho foi avaliada a técnica de radiografia computadorizada (CR) utilizando raios γ na análise de *risers* rígidos, em condições submarinas. Dentro desta metodologia, sistemas de CR e filmes foram avaliados segundo a Norma Européia EN 14784-1, com os parâmetros de qualidade, resolução espacial (RS) e relação sinal-ruído (SNR). Os sistemas analisados foram ACR-2000i (KODAK) e CR100 (GE), com filmes Fuji (ST), Perkin Elmer (SS, SR e MP), Kodak (ST, HR) e GE (IPS). Os resultados mostram que os filmes da Perkin Elmer (MP e SR), apresentaram melhores resultados de RS (170 μm e 124 μm para o sistema GE e 143 μm e 105 μm para o sistema Kodak). Para a relação sinal ruído, os filmes que apresentaram melhor resultado foram o GE IPS e o Kodak HR (1785 e 1481 para o sistema GE e 3808 e 2249 para o sistema Kodak). Paralelamente, analisaram-se a qualidade da radiação de três tipos de isótopos comumente utilizados para gamagrafia industrial, Ir-192, Se-75 e Yb-169, obtendo seus espectros em energia. Foi também avaliada a influência de filtros absorvedores de alumínio, cobre e chumbo, com espessuras de 2 a 10 mm. Nesta etapa, utilizaram-se os detectores de GeHP da ORTEC e de CdTe, modelo XR-100T da Amptek. Na avaliação da capacidade do sistema de radiografia computadorizada na identificação de defeitos em tubulações, foram confeccionados corpos de prova com 10 e 20 polegadas de diâmetro, inserindo trincas e alvéolos nas paredes dos tubos, com espessuras e diâmetros diferentes. Para estes ensaios, foi utilizado um terceiro sistema de radiografia computadorizada: CR Tower, fabricado pela GE. As radiografias foram realizadas de diversas maneiras, simulando condições mais próximas das encontradas em situações de campo. A técnica de radiografia computadorizada mostrou-se eficiente na detecção dos defeitos nos corpos de prova, possibilitando ainda a medida e realce dos defeitos.

Abstract of Dissertation presented to COPPE/UFRJ as a partial fulfillment of the requirements for the degree of Master of Science (M.Sc.)

COMPUTERIZED RADIOGRAPHY ANALYSE IN DEEP WATER CONDITION

Davi Ferreira de Oliveira

February/2007

Advisor: Ricardo Tadeu Lopes

Department: Nuclear Engineering

In this work the Computerized Radiography Technique using γ rays in the analyze of rigid *risers* in submarine conditions was evaluated. Using this methodology, computerized radiography systems and films were evaluated according to EN14784-1 European Norm along with parameter of quality, spatial resolution (SR) and signal-noise relation (SNR). The systems analyzed were ACR-2000i (KODAK) and CR100 (GE), with Fuji (ST), Perkin Elmer (SS, SR and MP), Kodak (ST, HR) and GE (IPS) films. The results have shown that Perkin Elmer (MP and SR) films have shown better results of RS (170 μm and 124 μm for the GE system and 143 μm and 105 μm for the Kodak system). For the signal-noise relation, the films that have shown better results were GE IPS and Kodak HR (1785 and 1481 for the GE system and 3808 and 2249 for Kodak system). In parallel, it was analyzed radiation quality of three types of isotopes generally used for industrial gammagraphy, Iridium-192, Selenium-75 and Ytherbium-169, obtaining their spectrum in energies. It was also evaluated the influence of aluminum, copper and lead absorbed filters with thickness from 2 to 10 mm. At this stage it was used GeHP, ORTEC detector and CdTe Amptek detector – model XR-100T. In the capacity evaluation of the computerized radiography system in the identification of the failures in tubing, phantoms with 10 and 20 diameter inches were made inserting cracks and alveoli in the tube walls, with different thickness and diameter. For theses essays it was used a third computerized radiographic system: CR Tower, manufactured by GE. The radiographies were carried out in several ways simulating condition closer to the ones found in field situation. The computerized radiography technique has shown to be efficient to detect the failures in the phantoms, thus making possible the failure measurement and enhancement.

ÍNDICE

CAPÍTULO I	1
INTRODUÇÃO	1
CAPÍTULO II	4
FUNDAMENTOS TEÓRICOS	4
II.1 – HISTÓRIA DO <i>IMAGE PLATE</i>	4
II.2 – MECANISMO DE EMISSÃO DE LUMINESCÊNCIA	7
II.3 – PROCESSOS DE AQUISIÇÃO DA IMAGEM	9
II.3.1 – Leitor da Radiografia Computadorizada	9
II.3.1.1 – <i>Leitura do Image Plate</i>	11
II.3.1.2 – <i>Detecção e Conversão do Sinal Fotoestimulado</i>	13
II.3.1.3 - <i>Digitalização do Sinal Fotoestimulado</i>	15
II.3.2 – Imagem Radiográfica Digital	17
II.3.3 – Qualidade da Imagem	18
II.3.3.1 – <i>Resolução Espacial</i>	18
II.3.3.2 – <i>Resolução em Contraste</i>	20
II.3.3.3 – <i>Fatores que Afetam o Contraste</i>	22
II.3.3.4 – <i>Ruídos</i>	24
II.3.3.5 – <i>Aliasing</i>	26
II.3.3.6 – <i>DQE – Eficiência de Detecção de Quanta</i>	26
II.3.3.7 - <i>Desvanecimento da Imagem (Fading)</i>	27
II.4 – PROCESSAMENTO DA IMAGEM	27
II.4.1 – Restauração/Realce	28
II.4.2 – Segmentação	29
II.4.3 – Extração de Atributos	29
II.4.4 – Classificação	30
II.4.5 – Operações Pontuais	30
II.4.6 – Operações Locais	33
II.4.7 – Operações Globais	34
II.4.8 – Programa	35

II.4.9 – Processamento em Contraste	35
II.4.10 – Processamento em Frequência.....	36
II.5 – CARACTERÍSTICAS DO <i>IMAGE PLATE</i>	36
II.5.1 - Estrutura Física do <i>Image Plate</i>	37
II.5.2 – Eficiência de Absorção de Raios X no <i>Image Plate</i>	38
II.5.3 - Curva de Sensibilidade	40
II.6 – VANTAGENS E DESVANTAGENS DA RADIOGRAFIA COMPUTADORIZADA EM COMPARAÇÃO COM RADIOGRAFIA CONVENCIONAL	41
II.6.1 – Detector.....	41
II.6.2 – Obtenção, Processamento, Quantificação e Arquivamento das Imagens..	42
II.6.3 – Custo	44
II.7 – PROCESSO RADIOGRÁFICO	45
II.7.1 – Interação da Radiação com a Matéria	45
II.7.1.1 – <i>Efeito Fotoelétrico</i>	45
II.7.1.2 – <i>Efeito Compton</i>	46
II.7.1.3 – <i>Formação de Par</i>	47
II.7.2 – Formação da Imagem Radiográfica	49
II.7.3 – Gamagrafia.....	50
II.7.3.1 – <i>Equipamentos para Gamagrafia</i>	51
II.8 – TERMO FONTE.....	52
II.8.1 – Fontes para Gamagrafia	53
II.8.1.1 – <i>Iridio-192</i>	53
II.8.1.2 – <i>Selênio-75</i>	55
II.8.1.3 – <i>Ytérbio-169</i>	57
II.8.2 – Equipamentos de Raios X.....	59
II.8.2.1 – <i>Tubo de Raios X</i>	60
II.8.2.2 – <i>Produção de Raios X</i>	64
CAPÍTULO III	67
MATERIAIS E MÉTODOS	67
III.1 – SISTEMAS DE RADIOGRAFIA COMPUTADORIZADA.....	67
III.1.1 – Kodak ACR-2000i.....	67
III.1.2 – GE CR100	70

III.1.3 – GE CR Tower	71
III.2 – <i>IMAGE PLATES</i>	72
III.3 – RESOLUÇÃO ESPACIAL DOS SISTEMAS	73
III.4 – RELAÇÃO SINAL-RUÍDO (SNR)	76
III.5 – ANÁLISE ESPECTRAL DE FONTES DE RADIAÇÃO GAMA	78
III.6 – AVALIAÇÃO DOS FILTROS ABSORVEDORES	80
III.7 – ENSAIO RADIOGRÁFICO DOS CORPOS DE PROVA	81
III.7.1 – Corpos de Prova	81
III.7.2 – Fonte Utilizada	82
III.7.3 – Condições de Ensaio	84
CAPÍTULO IV	86
RESULTADOS	86
IV.1 – RESOLUÇÃO ESPACIAL DOS SISTEMAS	86
IV.2 – RELAÇÃO SINAL RUÍDO	91
IV.3 – ANÁLISE ESPECTRAL DAS FONTES DE RADIAÇÃO GAMA	93
IV.3.1 – Irídio-192	93
IV.3.2 – Selênio-75	97
IV.3.3 – Ytérbio-169	101
IV.4 – ANÁLISE RADIOGRÁFICA DOS CORPOS DE PROVA	105
CAPÍTULO V	116
CONCLUSÕES	116
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	119

CAPÍTULO I

INTRODUÇÃO

Devido ao crescente emprego de dutos submarinos, surge uma grande necessidade em estudar meios de avaliar a integridade estrutural destes dutos. Atualmente, estes são inspecionados de forma similar aos dutos terrestres, utilizando os chamados *pigs* instrumentados. Porém, a correlação dos resultados de inspeção é difícil, tanto nas condições com uso de mergulhadores, quanto com o uso de ROVs (Veículos Operados Remotamente), principalmente porque em ambos os casos são utilizadas ferramentas muito passíveis de gerar erros. Assim, o laudo gerado a partir das inspeções com *pigs* é, atualmente, a única ferramenta para a tomada de decisão quanto às condições de continuidade operacional de uma linha.

O objetivo principal deste estudo é estudar a técnica de radiografia computadorizada, de forma a realizar uma inspeção complementar a passagem dos *pigs* instrumentados, além de detectar trincas de fadiga em juntas soldadas de *risers* rígidos, com uma boa qualidade de imagem, gerando resultados confiáveis quanto às condições dos dutos inspecionados.

A radiografia computadorizada é a técnica radiográfica que utiliza o *image plate*, que é um tipo de detector bidimensional que acumula a radiação ionizante utilizando o fósforo fotoestimável, para a formação da imagem latente. Após a exposição do *image plate*, este é inserido em um *scanner* especial que irá converter a imagem latente em um sinal digital, para que este seja transferido ao computador acoplado e seja formada a imagem digital.

A técnica de radiografia computadorizada foi inicialmente utilizada somente na área médica, mas recentemente vem ganhando espaço também na área industrial. Atualmente, existem algumas empresas especializadas na fabricação de equipamentos e placa de fósforo para utilização específica na área de ensaios não destrutivos. Entretanto, para aplicações industriais, a qualidade da imagem deve ser superior às

imagens médicas, motivando a criação de meios de se avaliar parâmetros como a resolução espacial e a relação sinal ruído nestas imagens, de forma a sempre obter uma melhor qualidade na imagem final.

Para a realização deste trabalho foram utilizados três tipos de sistemas de radiografia computadorizada, todos compostos de um *scanner*, *image plates* e uma *workstation*. O *scanner* é responsável por converter a imagem latente armazenada no *image plate* em um sinal digital, que será transmitido a *workstation* para ser visualizada e processada através de programas computacionais especialmente desenvolvidos para esta finalidade.

Para avaliar a qualidade de imagem de sistema de radiografia computadorizada, foram utilizados os equipamentos CR-100, fabricado pela GE e ACR-2000i, fabricado pela Kodak. Para isso foram utilizados sete tipos diferentes de *image plate*, de diversos fabricantes, analisando parâmetros como a resolução espacial e a relação sinal ruído através de um indicador de qualidade de imagem (IQI) de fio duplo.

Para avaliar a influência de absorvedores de radiação na intensidade de emissão de fontes radioativas comumente utilizadas nas inspeções industriais, foram utilizados três isótopos, Ir-192, Se-75 e Yb-169, além dos filtros de alumínio, cobre e chumbo, em variadas espessuras.

Nos ensaios de inspeção dos corpos de prova, foi avaliada a capacidade do sistema de radiografia computadorizada em detectar os defeitos presentes nas amostras, observando as vantagens de utilização da técnica como o baixo tempo de exposição e a possibilidade de realçar e extrair dados de regiões de interesse da imagem. Para estes ensaios, o sistema utilizado foi o CR Tower e o *image plate* foi o IPS, ambos fabricados pela GE.

No capítulo II será relatada brevemente a história e origem do fósforo utilizado na composição dos *image plates*, assim como o seu modo de funcionamento. Serão abordados ainda temas como processamento digital da imagem, funcionamento do sistema de radiografia computadorizada, características de emissão de radiação de fontes utilizadas em radiografia industrial, processos de formação da imagem

radiográfica, ou seja, todo o embasamento teórico necessário para que se possa compreender o objetivo principal deste estudo.

No capítulo III são descritos os procedimentos experimentais adotados neste estudo, assim como a apresentação dos equipamentos e sistemas utilizados.

Nos capítulos IV e V são apresentados, respectivamente, todos os resultados e as conclusões acerca do tema do estudo, assim como algumas sugestões para futuros trabalhos.

CAPÍTULO II

FUNDAMENTOS TEÓRICOS

II.1 – HISTÓRIA DO *IMAGE PLATE*

A luminescência fotoestimulada não é um fenômeno novo. Sua descoberta se deu há mais de um século, mas por falta de aplicações práticas, ficou por várias décadas relegada à condição de curiosidade científica. O interesse no fenômeno se renovou na década de 1940, quando foram conduzidas várias experiências em busca de aplicações práticas, mas voltadas principalmente para interesses militares. Este fenômeno, então em estudo, constituía na emissão de luz visível por certos materiais quando estes eram estimulados por uma onda de comprimento maior que a do primeiro estímulo. Nada mais derivou desse trabalho, possivelmente por não se dispor na época da tecnologia do computador. A primeira aplicação, em 1947, consistiu em uma folha de papel com sulfeto utilizado com elemento fotoestimulável e exposto a um feixe de raios X. Após a exposição, a folha foi irradiada com luz infravermelha, uma imagem de luminescência fotoestimulada foi capturada em um filme fotográfico. Neste momento, eram estudados sulfetos como CaS (sulfeto de cálcio) e SrS (sulfeto de estrôncio), assim como íons de Ce^{+3} , Eu^{+2} e Sm^{+3} , que eram adicionados para exercer a função de armazenamento e posterior luminescência.

O ponto de partida de desenvolvimento do *image plate* e subsequente em um sistema de radiografia computadorizada, na Fuji Film Company Ltd., foi descrito como “processamento de imagem” em um projeto de pesquisa do Laboratório de Pesquisa Ashigara, Fuji Photo Film Co.,Ltd, em 1971. Esse projeto foi proposto como um desenvolvimento na técnica de radiografia médica para o futuro. O projeto de pesquisa foi posto em prática em abril de 1975.

A pesquisa do material fotoestimulável que seria utilizado na nova técnica de radiografia estava condicionada a satisfazer alguns requisitos necessários, conforme a seguir:

- a) o material fotoestimulável tinha que ser estimulado pelo laser de He-Ne, já que era o único prático existente na época;
- b) o tempo de luminescência tinha de ser menor ou no máximo próximo a 1 μ s de modo a ser feito a varredura sobre o *image plate* em um período de tempo praticável;
- c) ter um coeficiente de absorção de raios X maior ou igual que os intensificadores de imagens da época.

Como resultado da pesquisa de vários materiais, tais como haleto básico de fósforo, sulfetos, haloboratos, halosilicatos, halofosfatos, halogermanatos de metais alcalino-terrosos, em alguns óxidos, sulfatos, boratos e silicatos (**GURVICH, 1996**), entre tentativas e erros baseados nas condições acima, os que apresentaram melhor resultado foram o BaFX:Eu²⁺ (X = Cl, Br, I), mostrando-se o melhor candidato.

Os BaFX:Eu são fósforos na forma de cristal que consistem de haleto de bário flúor, usando o elemento de terra rara európio, como traço de impurezas, que serve como ativadores da emissão de luz. Nesse caso, o európio é um íon bivalente e substitui o íon bário e o X representa o átomo de halogênio que pode ser Cl, Br ou I.

Até a presente época, BaFCl:Eu²⁺ (cloreto de bário e flúor dopado com európio) tinha sido utilizado como intensificador de imagem, já que emitia luz com uma boa eficiência quando excitado por raios X. Também era conhecido que a formação dos F centros eram facilmente obtida nesses cristais. Na figura II.1, pode ser vista a estrutura cristalina do fósforo BaFBr (brometo de bário flúor).

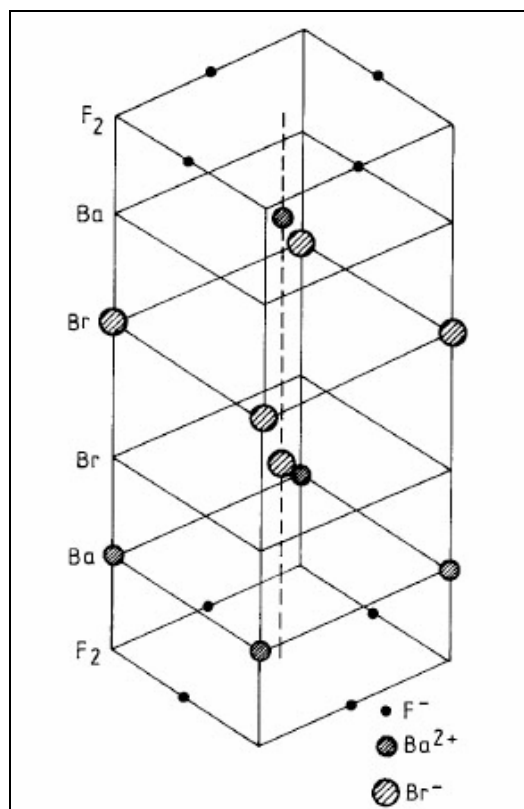


Figura II.1 - Estrutura cristalina do BaFBr (GURVICH, 1996).

No mesmo ano de 1975, a Kodak patenteou o primeiro sistema de fósforo de armazenamento escaneado, dando origem à moderna radiografia computadorizada. Essas descobertas e a invenção de um sistema de radiografia computadorizada foram anunciadas pela primeira vez no Congresso Internacional de Radiologia em 1981 e em 1983, o primeiro sistema que empregava a tecnologia de fósforo de armazenamento foi comercializado pela Fuji Film Company Ltd. Sua aceitação passou a crescer consistentemente, primeiramente em meio à comunidade médica do final da década de 1980 e, agora, na comunidade industrial mostrando-se capaz de substituir a radiografia convencional como um sistema digital.

Devido ao fato da imagem obtida no sistema de radiografia computadorizada ser uma imagem digital, é de grande praticidade no que diz respeito ao armazenamento, transmissão, processamento de imagem ou como um sistema de arquivo e comunicação de imagens (*Picture Archiving and Communications System – PACS*).

II.2 – MECANISMO DE EMISSÃO DE LUMINESCÊNCIA

Apesar de muitos elementos apresentarem como característica a emissão de luminescência fotoestimulada (PSL), a maioria dos fósforos utilizados na radiografia computadorizada fazem parte de uma classe de haletos de alcalinos terrosos dopados com európio, entre os quais se destaca o flúor brometo de bário dopado com európio bivalente (BaFBr:Eu^{2+}). Este elemento possui uma resposta de luminescência fotoestimulada altamente linear quando exposto a energia dos raios X. Além disso, possui uma resposta muito rápida, com um tempo de vida muito curto, possibilitando a sua utilização em sistema de escaneamento de alta velocidade. Possivelmente são usados outros tipos de fósforos, como o flúor bromo iodeto de bário (BaFBr/I:Eu^{2+}), mas nenhum com tanta frequência com o BaFBr:Eu^{+2} .

Pode ser dito que o fósforo utilizado em radiografia computadorizada deve ter no mínimo dois centros de armazenagem de energia proveniente de radiação, um para os elétrons que são liberados quando interagem com os fótons de raios X e outro que são os centros de armazenamento de buracos, chamados de ativadores, que no caso dos fósforos de haleto de bário flúor são os íons de európio (Eu^{2+}). Além disso, os ativadores devem ser capazes de capturar os elétrons liberados no processo de excitação ótica (segundo estímulo).

Sabe-se que nos cristais de haletos, os F centros são criados quando irradiados com raios X. Nos cristais de BaFBr:Eu^{+2} dois tipos de F centros são obtidos: um devido ao flúor e outro devido ao bromo. Ambos os centros são criados pelo mesmo processo, contudo, somente os formados com bromo contribuem significativamente para o processo de fotoestimulação.

Na figura II.2 pode ser visto o espectro típico de fotoestímulo. A linha vermelha corresponde ao F centro baseado no bromo. A linha preta é o espectro total e a linha azul é a diferença entre elas. Assim é visto que o fotoestímulo é devido basicamente aos F centros do bromo ($\text{F} - (\text{Br}^-)$).

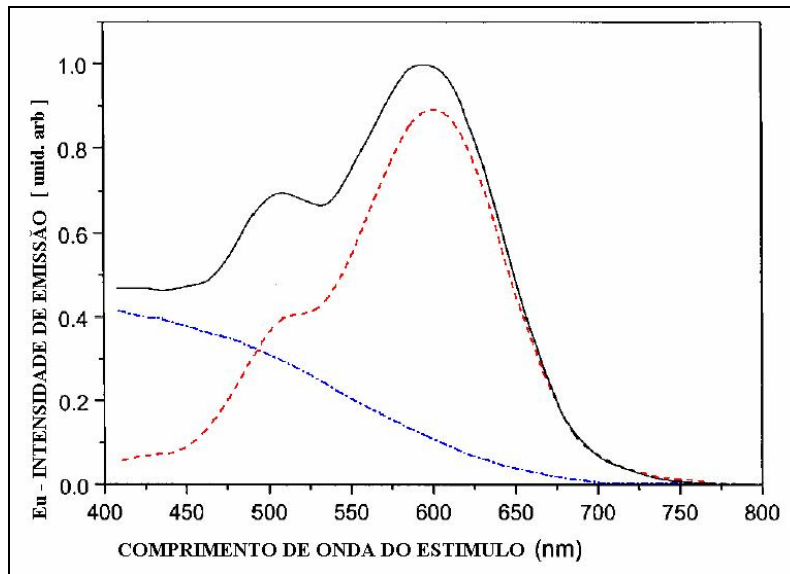


Figura II.2 – Espectro de fotoestímulo do BaFBr:Eu²⁺ (SEGGERN, 1999).

O primeiro modelo do mecanismo de captura e desexcitação no fósforo utilizado no *image plate*, foi apresentado por Takahashi et al em 1984, sendo chamado Modelo PSL. As bandas no modelo PSL do BaFX:Eu são mostrados na figura II.3.

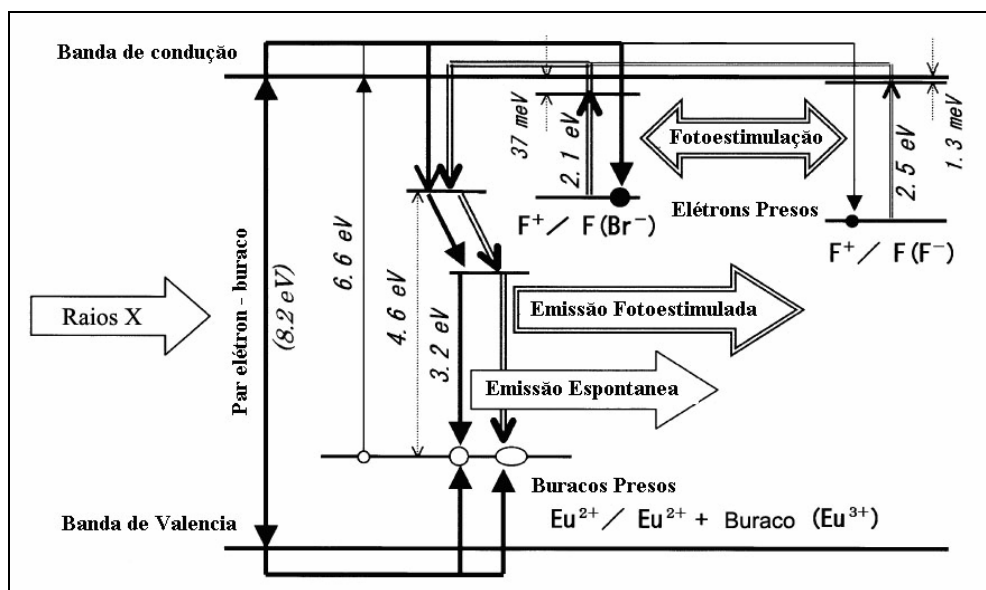


Figura II.3 – Diagrama de níveis de energia para o mecanismo de PSL no BaFBr:Eu (TAKAHASHI, 2002).

Quando o fósforo é exposto à radiação ionizante, pares elétron-buraco são criados na rede cristalina. A quantidade de pares é proporcional à energia da radiação. Estes podem se recombinar imediatamente a partir do estado excitado do íon Eu²⁺ ou

criar estados quase estáveis (F centros). Os F centros e seus correspondentes buracos armazenam a energia absorvida da radiação ionizante e quando irradiado pelo laser, com comprimento de onda adequado, no processo de leitura do *image plate*, os F centros absorvem fótons do laser, elevando os elétrons a um estado excitado. A partir desse estado este pode receber energia térmica atingindo a banda de condução. Uma vez na banda de condução, o elétron está disponível para recombinar com os buracos capturados pelos íons Eu^{2+} e emitir luz correspondente a essa transição.

O modelo PSL defendido por Takahashi foi estabelecido experimentalmente. Takahashi realizou medidas de sinais de ressonância eletrônica de *spin* (ESR) de amostras BaFX:Eu ($X = \text{Cl}, \text{Br}$), onde a razão entre Cl para F ou Br para F foram variadas. Observou-se que as simulações dos sinais de ESR concordavam muito bem com os modelos teóricos.

Outro fato, foi a não observância do sinal de ESR antes da exposição aos raios X e nem após apagado por um tempo suficiente. Além disso, o espectro de absorção do F centro, a foto estimulação no cristal BaFBr:Eu^{2+} e o sinal de ESR coincidiam com o esperado. Sendo assim, pode ser pensado que o processo de emissão de luz no fósforo é devido aos elétrons no F centro via banda de condução.

II.3 – PROCESSOS DE AQUISIÇÃO DA IMAGEM

II.3.1 – Leitor da Radiografia Computadorizada

O leitor da radiografia computadorizada (CR) é um dispositivo eletromecânico que incorpora todas as funções necessárias para a extração da imagem latente e reconstrução/exibição da radiografia final. Em termos de recursos e design, existe certa variação de fabricante para fabricante, mas todos os leitores realizam as seguintes funções básicas: um sistema de alimentação aceita a placa de fósforo, numa velocidade uniforme, um sistema de transporte conduz a placa de imagem através de um *scanner* com feixe de laser estimulador; a luminescência fotoestimulada, *pixel por pixel*, é coletada por um filtro que faz a separação da fotoestimulação contra o espectro da luminescência, uma vez que o feixe de estimulação é várias ordens de grandeza mais intenso que a luminescência (dados da imagem). Em seguida, um

fotomultiplicador/detector amplifica o sinal. O sinal analógico é convertido em digital e o computador armazena a matriz em um *buffer* de imagem para as operações subseqüentes, como exibição, inserção de anotações, análise, medição, armazenamento etc. Muitas vezes, depois da estação de leitura, há ainda a etapa do apagamento, realizada pela ação de uma luz fluorescente brilhante. A figura II.4 mostra um diagrama funcional de um sistema típico.

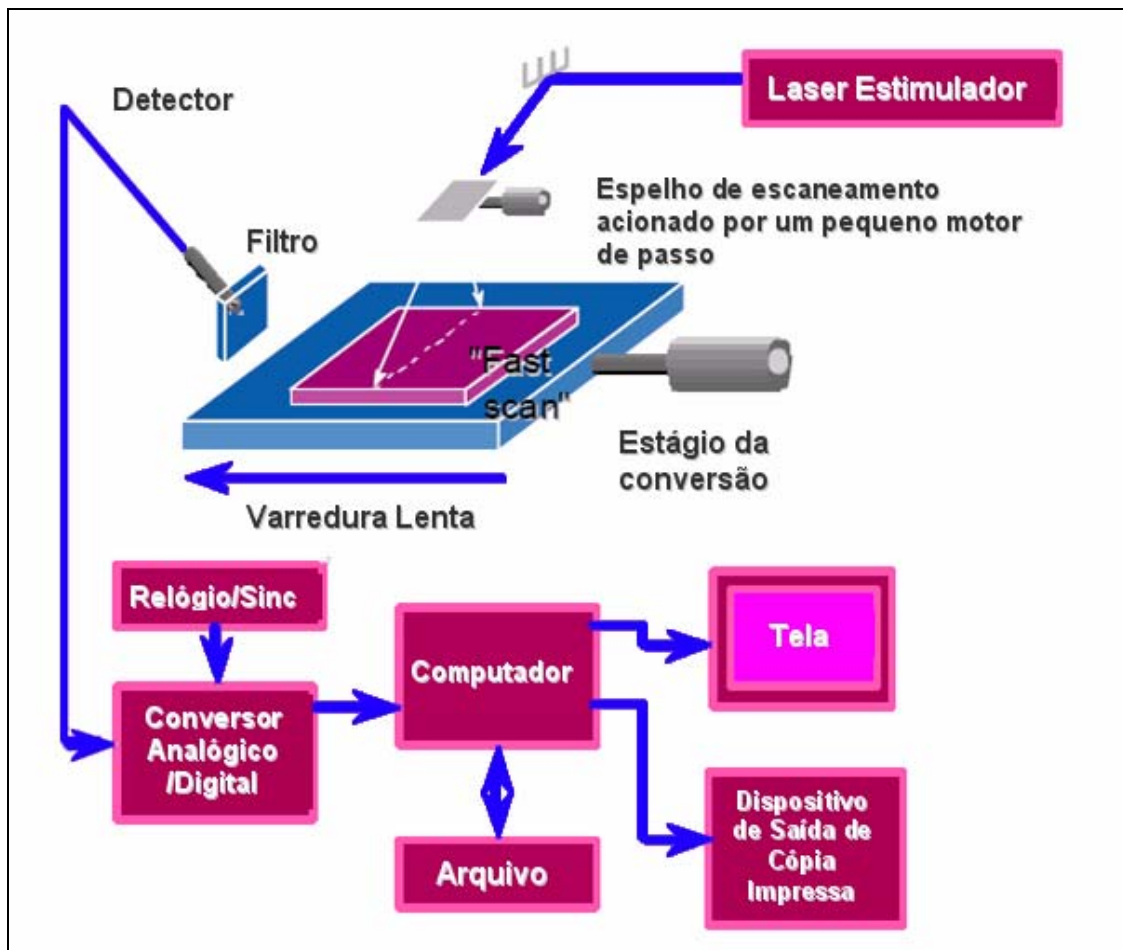


Figura II.4 – Sistema da imagem de fósforo de armazenamento.

Essas funções eletromecânicas são comuns à maioria dos leitores da CR. O que realmente as diferencia é o programa especializado para recursos personalizados e funcionalidade. Dentro do espaço de trabalho digital, o potencial do computador permitirá o aprimoramento da imagem com tarefas como a correção do efeito de magnificação geométrica, inerente à técnica de exposição tangencial e a realização de trabalho simples de estimativas de espessura de parede.

II.3.1.1 – Leitura do *Image Plate*

No processo de luminescência fotoestimulável necessita-se de um segundo estímulo. Como os centros de cor absorvem energia quando irradiados com raio laser vermelho, para ler a imagem utiliza-se tipicamente um feixe direcionado de raios laser de He-Ne. A absorção de energia pelos centros de cor libera elétrons presos com conseqüente emissão de luz azul (390nm) quando esses elétrons liberados se recombinam com as lacunas nos lugares ocupados pelo Eu^{2+} , voltando então às suas posições de valência originais. A intensidade dessa emissão é proporcional à carga presa, que por sua vez é proporcional à absorção original dos raios X.

A velocidade com a qual a varredura é feita com o laser sobre a placa é ajustada de acordo com o tempo de decaimento do sinal luminescente (0,8 μs para o fósforo BaFBr:Eu^{2+}), que é um dos principais fatores limitantes para o tempo de leitura do *image plate*.

A potência do feixe do laser determina que fração de energia armazenada será liberada, gerando impactos no tempo de varredura, no efeito de atraso fosforescente e nos sinais residuais. Lasers com potências altas podem liberar mais elétrons aprisionados, mas em troca há uma perda na resolução espacial, causada pelo aumento da penetração do feixe do laser aumentando o espalhamento da luz estimulada na camada do fósforo. Em alguns sistemas atuais, já é possível regular a intensidade do laser de estímulo. Para garantir que somente os fótons de luminescência sejam coletados pelo sistema, é utilizado um filtro ótico especial, destinado a bloquear a luz estimuladora, que tem uma intensidade muito maior que a luz emitida pelo *image plate*.

A leitura do *image plate* é realizado linha a linha, e no final de cada linha o feixe retorna ao início da próxima linha. Como a placa do fósforo está se movendo simultaneamente, a velocidade de translação é ajustada de modo que a próxima varredura do feixe do laser inicie com um espaçamento igual à área efetiva do foco do laser sobre a placa, garantindo que dimensões de amostra são iguais na direção x e y.

A terminologia utilizada para se referir à direção ao longo do caminho da reflexão do laser é a direção de scaneamento. A direção de sub-scaneamento é referida à direção

de movimento da placa. Na figura II.5 pode ser visto a disposição da varredura do laser sobre a placa de fósforo.

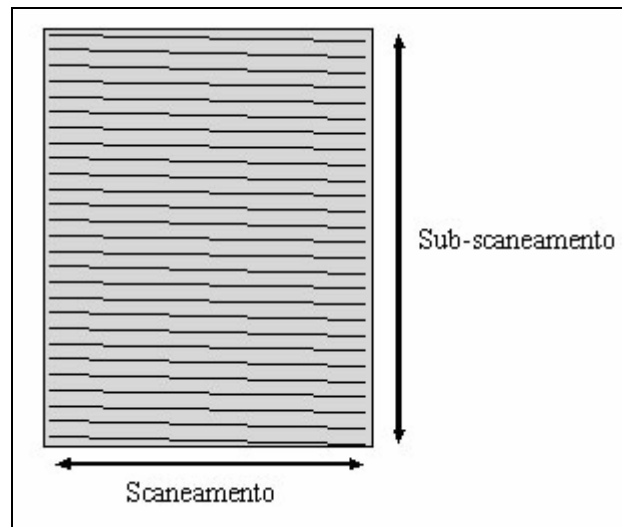


Figura II.5 – Disposição de varredura do laser (SEIBERT, 1999).

Durante a leitura, nem toda a energia armazenada na tela é liberada. Para garantir a remoção completa de toda imagem latente, a placa de fósforo de armazenamento é apagada com uma luz de alta intensidade, que a ilumina por um curto período, permitindo assim que ela seja reutilizada em outras exposições. A etapa do apagamento pode ser realizada no leitor CR (desde que este possua um sistema de apagamento acoplado) ou em um equipamento a parte, imediatamente em seguida à etapa de leitura. Na figura II.6, pode ser visto o ciclo do *image plate*.

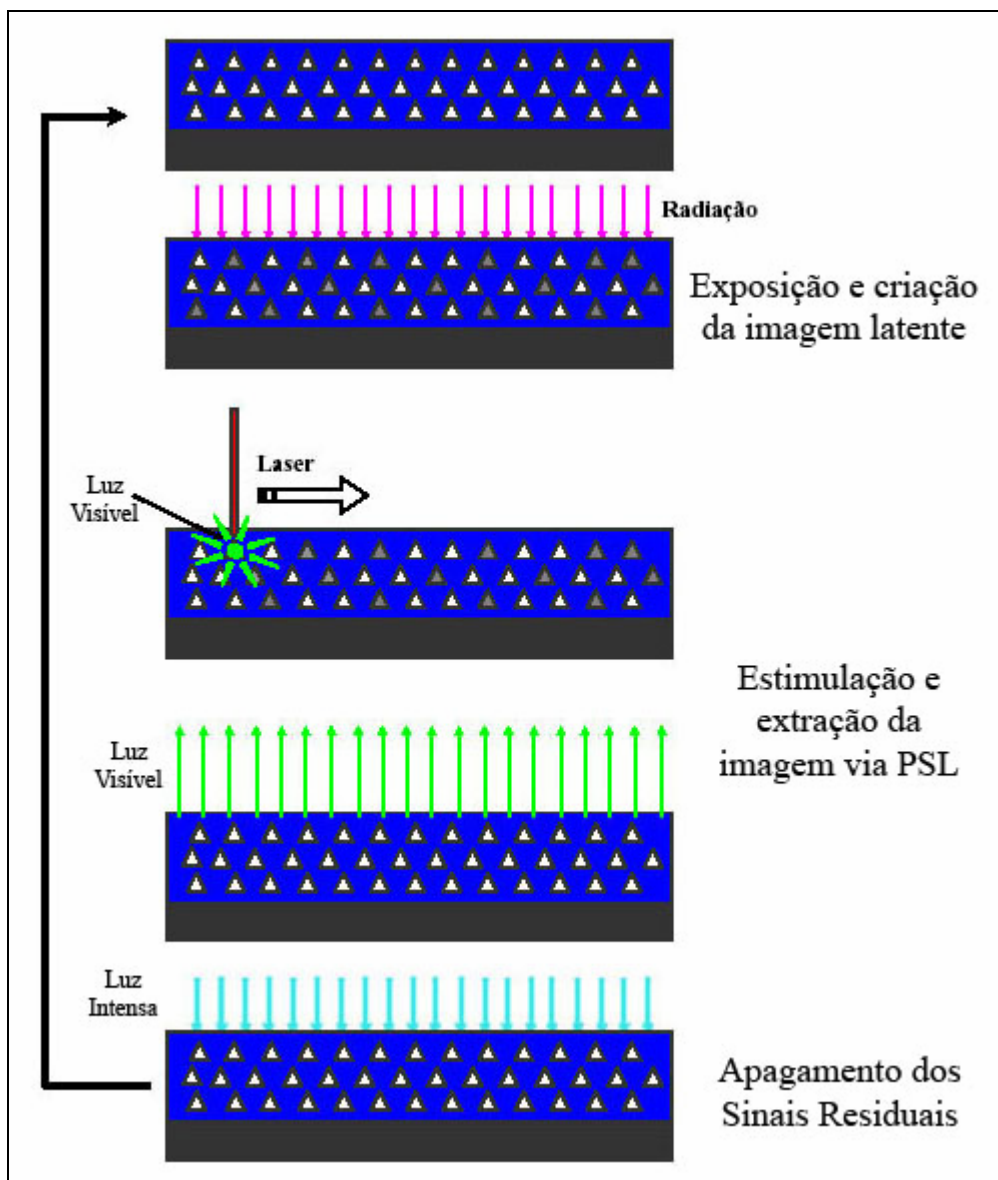


Figura II.6 – Representação esquemática do processo de formação da imagem computadorizada.

II.3.1.2 – Detecção e Conversão do Sinal Fotoestimulado

O sinal fotoestimulado é emitido em todas as direções a partir do fósforo. Desta forma um sistema de captura óptica (guia coletor de luz) é posicionado na interface fósforo-laser ao longo de toda direção de varredura, de modo a capturar uma porção da luz emitida e a direcionar ao catodo de um tubo fotomultiplicador (PMT). Na figura II.7 pode ser visto a foto de um guia coletor de luz.

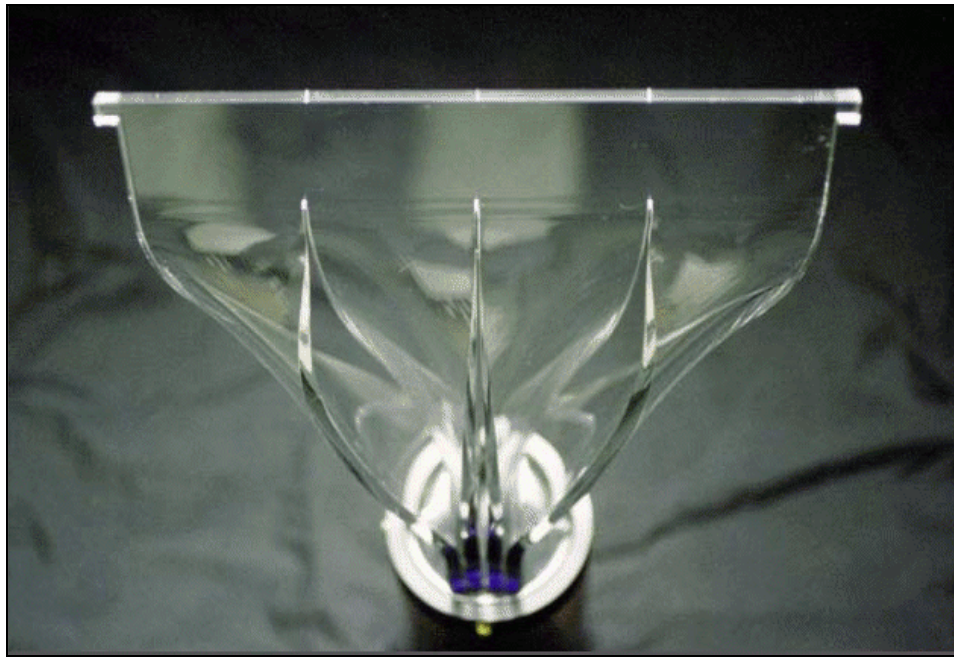


Figura II.7 – Guia coletor de luz.

A fotomultiplicadora tem como função básica coletar a luz produzida na luminescência e transformá-la em pulsos de corrente elétrica. Seus componentes básicos são apresentados na figura II.8.

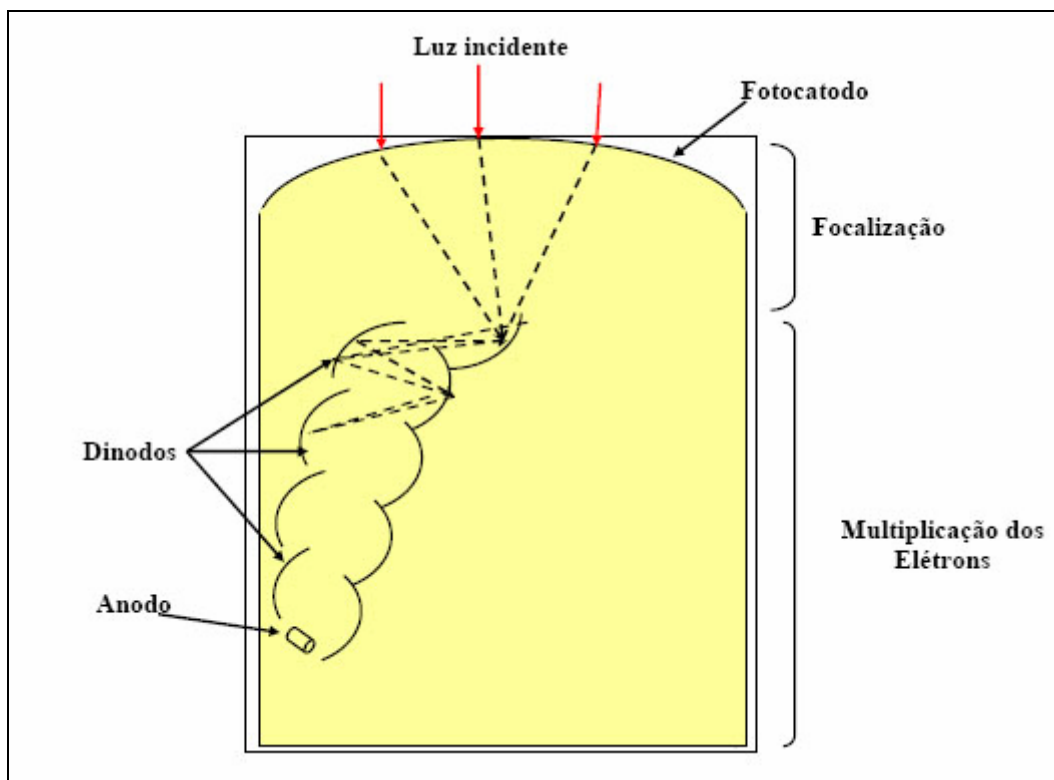


Figura II.8 – Elementos básicos de uma fotomultiplicadora.

A sensibilidade da janela do fotocatodo do tubo fotomultiplicador é ajustada de modo que somente o comprimento de onda correspondente a luz emitida (400 μm) seja capturado, descartando assim a possibilidade de absorção de fótons de outros comprimentos de onda.

Fóton-elétrons emitidos pelo catodo são acelerados e amplificados através de uma série de dinodos dentro do tubo fotomultiplicador. O ganho é dado pelos ajustes de acordo com a voltagem sobre os dinodos. Assim, um sinal de corrente útil é obtido na saída do tubo.

A faixa dinâmica do sinal de saída de um tubo fotomultiplicador é muito maior do que em uma placa de fósforo, permitindo assim, uma boa amplificação do sinal de saída.

A variação da intensidade de luz corresponde à variação na exposição, ou seja, quanto maior a exposição da placa de fósforo maior será o número de fótons emitidos no processo de luminescência.

Finalmente, os elétrons são coletados no anodo produzindo um pulso de corrente que pode ser medido por um circuito eletrônico apropriado.

II.3.1.3 - Digitalização do Sinal Fotoestimulado

Para ocorrer a digitalização no sinal de saída do tubo fotomultiplicador, deve se determinar antes o máximo e o mínimo do sinal, de modo a se obter o melhor intervalo.

Em alguns leitores de sistemas de radiografia computadorizada essa determinação de máximo e mínimo é feita com uma pré varredura utilizando um laser de baixa intensidade. Assim, o ganho do tubo fotomultiplicador é ajustado para uma ótima digitalização da varredura subsequente, mais refinado com o laser em uma potência maior.

Uma vez determinado o fator de ganho do tubo fotomultiplicador, o sinal é comprimido na saída do mesmo. A maioria dos sistemas comprime o sinal de saída com amplificadores analógicos – logarítmicos ou amplificadores “*square root*”.

Nos amplificadores logarítmicos é providenciada uma relação linear entre a exposição incidente e o sinal de saída. Já nos amplificadores “*square root*” é providenciado uma relação linear entre o ruído do quanta associado à exposição.

O processo de digitalização é feito em dois passos: amostragem e quantização. Na amostragem é determinada a localização e o tamanho do sinal fotoestimulado de uma área específica do receptor. Na quantificação é determinado o valor médio da amplitude do sinal na área.

A saída do tubo fotomultiplicador é medida em uma frequência temporal, coordenada com a taxa de varredura do laser, sendo quantizado a um valor inteiro e discreto dependente da amplitude do sinal e o número total de valores digitais possíveis.

Um conversor analógico – digital (A/D) converte o sinal de saída do tubo fotomultiplicador a uma taxa muito mais rápida que a taxa de varredura do laser. Um dispositivo “*pixel clock*” coordena o tempo em que um sinal foi codificado com a posição física na linha de varredura. Dessa forma, é possível estabelecer uma relação entre o sinal e a posição em que ele foi gerado.

A razão entre a taxa de amostragem no conversor A/D e a varredura ao longo do caminho da reflexão do laser determina o tamanho do *pixel* na direção de scaneamento. A velocidade de translação, sub scaneamento, é coordenada com tamanho do *pixel* na direção de scaneamento. Dessa maneira, o espaçamento entre as linhas é igual à largura do *pixel*, obtendo assim *pixel* quadrado. Atualmente, o tamanho típico do *pixel* fica em torno de 87 à 113 μm , podendo alcançar menores valores dependendo do tamanho do detector e do sistema de radiografia computadorizada.

Embora exista uma infinita possibilidade de valores de voltagens analógicos, entre o máximo e o mínimo na saída do tubo fotomultiplicador, o conversor A/D quebra o sinal em uma série de valores discretos, para codificar a amplitude do sinal. O número

de bits utilizados para se aproximar do sinal analógico determina o número de valores discretos possíveis. Em geral, os sistemas utilizam 10, 12 ou 16 bits, tendo dessa forma, 1024, 4026 ou 65536 valores possíveis para uma dada amplitude do sinal analógico, respectivamente.

II.3.2 – Imagem Radiográfica Digital

As imagens obtidas no processo de luminescência fotoestimulada são matrizes que podem ser manipuladas de modo a apresentarem imagens alternativas. Juntamente com os sistemas de radiografia computadorizada, os fabricantes providenciam junto aos seus equipamentos sofisticados computadores e programas, de modo que o usuário final possa manipular a imagem de acordo com suas necessidades.

A imagem digital é armazenada através de dígitos binários denominados bits, que podem assumir os valores 0 ou 1. A um conjunto de bits chamamos byte.

Os bits e bytes são usados para representar os *pixels* da imagem digital. Diferentes configurações de bytes representam as diversas tonalidades de grau de cinza nos *pixels*. A figura II.9 mostra o relacionamento entre as configurações de bytes, valores de *pixel* e tonalidades de cinza.

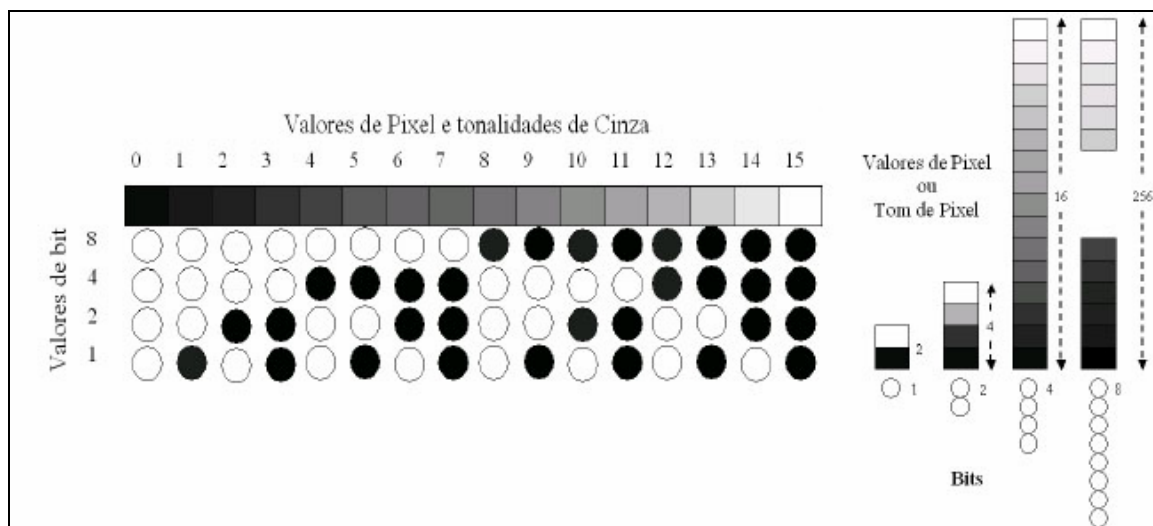


Figura II.9 – Comportamento entre os valores de *pixel* e os tons de cinza.

O tamanho numérico de uma imagem (número de bytes) determina o espaço no disco ou computador utilizado para guardá-la. A maior parte dos sistemas de aquisição de imagens digitais trabalha com bytes de oito bits.

II.3.3 – Qualidade da Imagem

Neste tópico apresentaremos alguns dos fatores que influenciam na qualidade de uma imagem radiográfica, como resolução espacial, contraste, ruído, *aliasing* entre outros.

II.3.3.1 – Resolução Espacial

Um dos principais parâmetros que afetam a qualidade da imagem digital é a resolução espacial. A resolução espacial é definida como sendo a menor separação (distância) entre dois pontos da imagem que podem ser distinguidos ou visualizados.

A resolução espacial de uma imagem radiografia está atrelada a uma série de fatores, que contribuem para uma degradação do sinal, causando uma perda de definição na imagem (desfocagem geométrica), como a seguir:

- a) limitações físicas impostas pela composição do material,
- b) espessura da placa de fósforo,
- c) o tamanho finito do diâmetro do foco do laser incidente na camada do fósforo,
- d) atraso temporal da luminescência,
- e) espalhamento da luminescência no fósforo.

O atraso na luminescência causa uma resolução espacial ligeiramente menor na direção ao longo do caminho da reflexão do laser (direção de *scaneamento*) do que na direção de movimento da placa (sub-*scaneamento*), embora fosse esperada uma maior precisão no movimento ótico/eletrônico do que no movimento mecânico. A varredura é ajustada para um tempo de decaimento da luminescência de 0,8 μ s. Caso esse decaimento ocorra depois desse tempo, o posicionamento do laser estará em nova posição, logo o sinal atrasado não será interpretado como proveniente do *pixel* anterior.

A perda de resolução devido à placa de fósforo ocorre devido a três processos:

- a) a difusão do feixe de luz estimulante na placa de fósforo;
- b) estimulação dos fósforos pela luz de luminescência emitida por outros grãos;
- c) reflexo da luz do feixe estimulante na camada de suporte da placa de fósforo.

A figura II.10 esquematiza alguns exemplos de processos de degradação da resolução espacial.

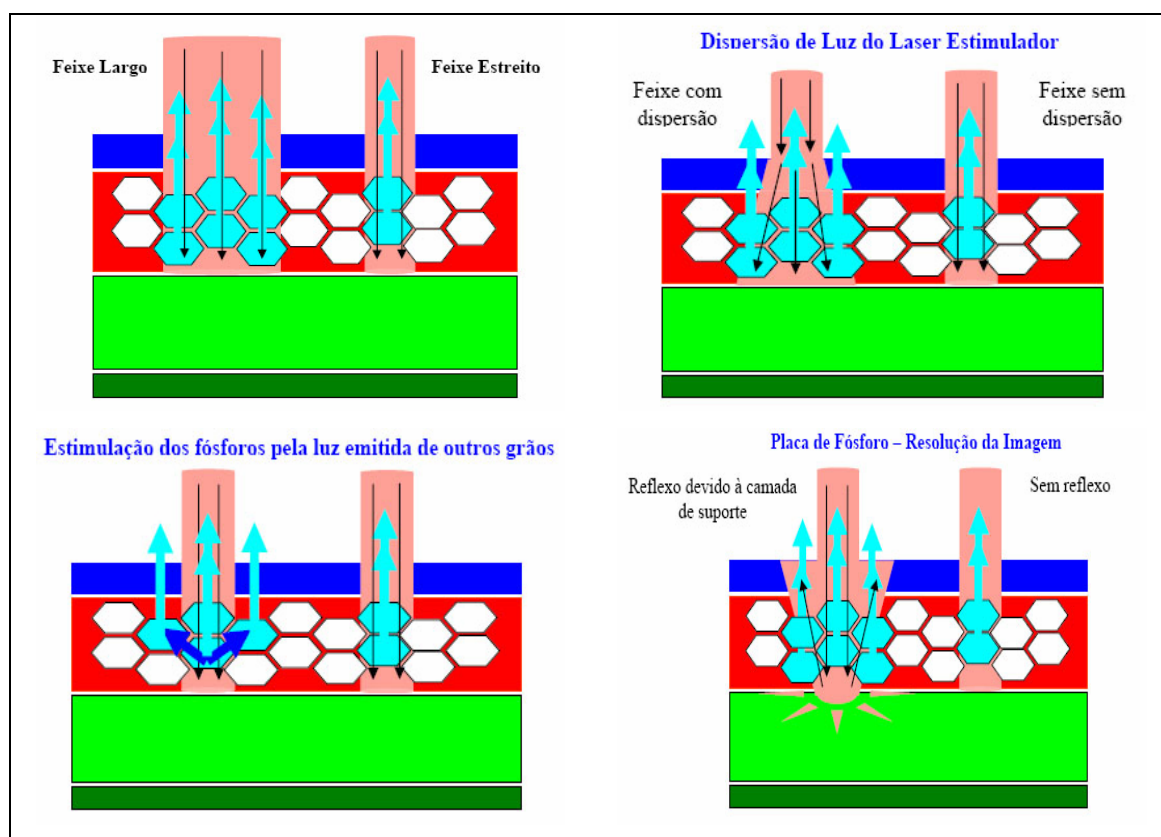


Figura II.10 – Processos de degradação da resolução espacial.

A perda de resolução devido à placa de fósforo pode ser reduzida de diversas maneiras:

- a) a camada de fósforo pode ser colorida de forma a otimizar a absorção do feixe de estimulação e minimizar a absorção da luz de luminescência;
- b) os grãos de fósforo devem possuir pequena dimensão para minimizar a dispersão;
- c) a camada de protetora e de fósforo deve ter espessura reduzida;

- d) a camada de suporte deve incorporar um corante absorvente para evitar a formação de reflexos sobre a camada de fósforo.

Placas de fósforo que possuem as características descritas acima são chamadas de detectores de fósforo fotoestimável de alta resolução (*High Resolution*). Contudo, essas placas apresentam menor eficiência na absorção dos fótons de raios X, devido à sua espessura, diminuindo assim a resolução em contraste e aumentando o tempo de exposição.

Outro fator que influencia na resolução espacial é a amostragem digital. Esta é determinada pela máxima frequência espacial, segundo o teorema de Nyquist. A frequência de amostragem é dada pelo inverso do dobro da maior frequência no sinal ($1/2f$). Neste caso, a frequência do sinal é determinada pelo tamanho do *pixel* ($1/2\Delta x$). Dessa forma, em alguns sistemas de radiografia computadorizada, placas de fósforos menores irão oferecer melhor limite de resolução do que placas maiores, uma vez que o tamanho do *pixel* está relacionado com a dimensão a ser realizada a varredura.

II.3.3.2 – Resolução em Contraste

A menor diferença em um sinal que pode ser representado entre *pixels* digitais na imagem depende do número total de códigos (nível de quantificação), assim como a amplitude do sinal em relação ao background.

Na maioria dos sistemas, os valores dos *pixel* mudam com o logaritmo da luminescência fotoestimada, ou comparavelmente com o logaritmo da dose de radiação na placa. Então a diferença numérica entre os valores dos *pixels* nos fornece a definição de contraste.

O contraste é função da espessura e da diferença de densidade ou composição química (número atômico) do objeto, e pode ser dividido em dois tipos: contraste do sujeito e contraste da imagem.

II.3.3.2.1 – Contraste do Sujeito

Após a interação da radiação com diferentes estruturas do corpo de prova, emerge destas uma radiação cuja distribuição em energia é diferente daquela que o penetrou, devido ao fato de, no trajeto, haver estruturas de características diferenciadas. A essa nova distribuição de energias que compõem o feixe dá-se o nome de imagem área, e a diferença na exposição entre vários pontos dentro da imagem área denomina-se contraste do sujeito. Este é afetado principalmente pela energia da radiação incidente no corpo de prova.

Pode-se exemplificar o contraste do sujeito comparando as intensidades de radiação emergente de estruturas como o alumínio e o plástico. Se as duas intensidades tiverem uma relação de magnitude entre si de quatro vezes, pode-se dizer que o contraste do sujeito terá valor quatro. Na figura II.11 é mostrado um gráfico onde se pode observar diferentes intensidades de um feixe de raios X que emerge de estruturas distintas, no caso alumínio e plástico.

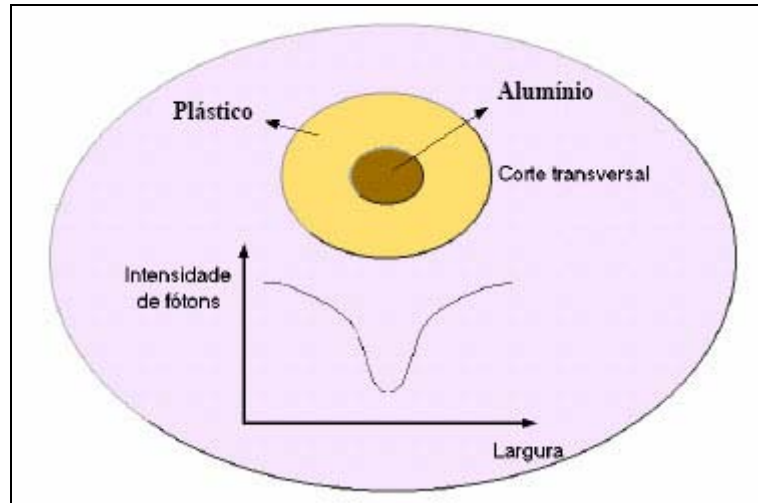


Figura II.11 – Intensidade relativa do feixe de raios X após atravessar o corpo de prova.

II.3.3.2.2 – Contraste da Imagem

Contraste da imagem é o grau de diferenciação em tons de cinza de duas estruturas adjacentes na imagem. O contraste da imagem depende basicamente das

características das estruturas do corpo inspecionado, composição dos materiais, densidade e espessura, da energia e da intensidade de fótons que emergem das diferentes estruturas (contraste do sujeito) e das características do sistema de detecção de imagem. Na figura II.12 são mostrados os estágios de formação do contraste da imagem.

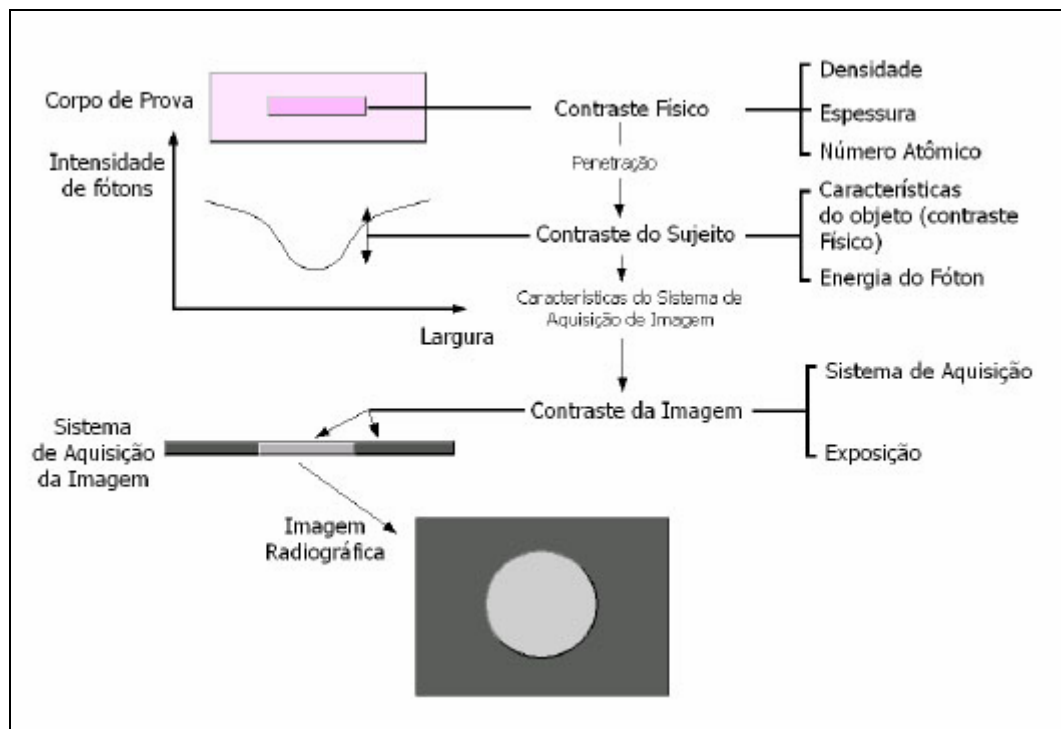


Figura II.12 – Estágios de formação do contraste da imagem (SPRAWLS, 1995).

II.3.3.3 – Fatores que Afetam o Contraste

II.3.3.3.1 – Radiação Espalhada

Um fator que influencia o contraste da imagem é a radiação espalhada. A radiação espalhada diminui o contraste, “mascarando” detalhes na imagem. A figura II.13 mostra o contraste de uma imagem obtida sem e com a radiação espalhada.

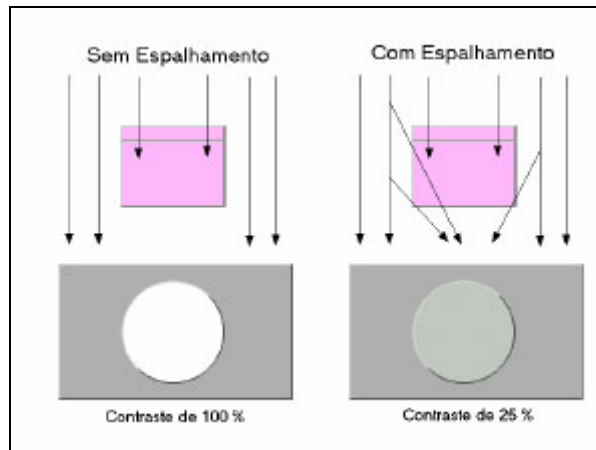


Figura II.13 – Contraste obtido sem e com radiação espalhada (SPRAWLS, 1995).

O contraste diminui exponencialmente com o aumento da radiação espalhada. Na figura II.14 é apresentado o comportamento do contraste da imagem com o aumento da radiação espalhada.

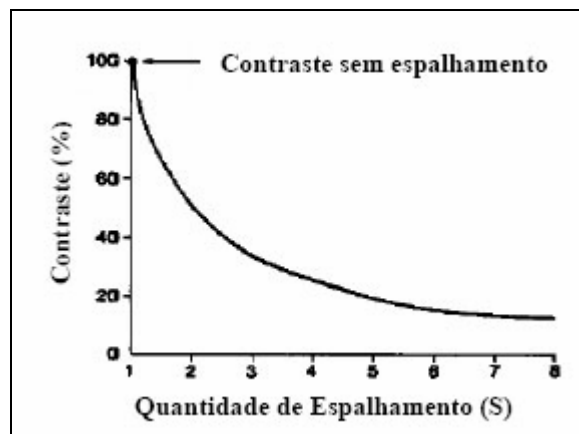


Figura II.14 – Comportamento do contraste da imagem em função da radiação espalhada (SPRAWLS, 1995).

II.3.3.3.2 – Energia do Feixe de Radiação

A energia é um dos fatores que mais influenciam o contraste radiográfico, controlando a capacidade de penetração do feixe de radiação. Quanto maior a energia, menor será a diferença entre a intensidade de fótons provenientes das várias densidades de massa do corpo de prova, produzindo menor variação na atenuação. A figura II.15 mostra a variação do contraste em função do aumento da energia do feixe.

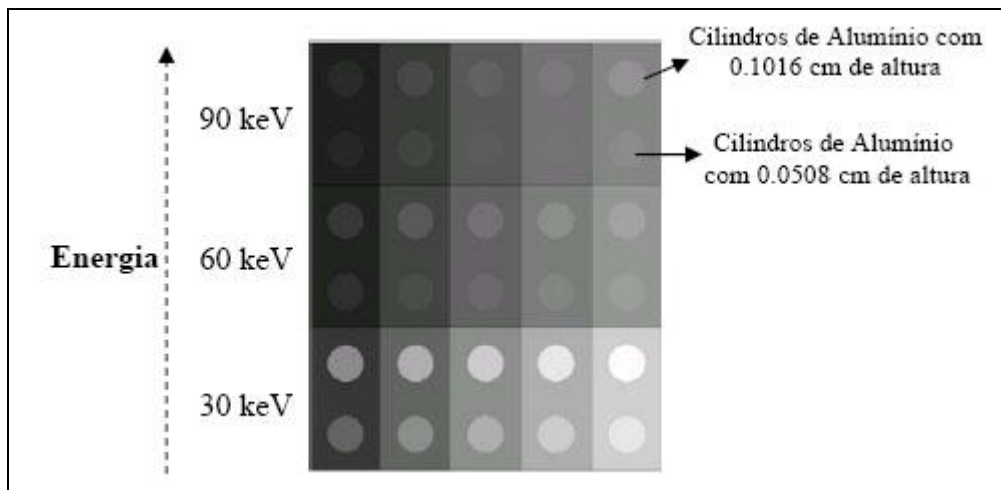


Figura II.15 – Escala de degraus de tecido adiposo com cilindros de alumínio inseridos.

Assim como o filme convencional tem contraste limitado a uma dada velocidade de exposição radiográfica, o contraste na imagem radiográfica digital é limitado pelo nível de ruído.

II.3.3.4 – Ruídos

Existem vários tipos de fontes de ruídos que podem contribuir para o ruído geral na imagem final. Contudo serão mencionados apenas os mais importantes.

II.3.3.4.1 – Ruído de Quanta nos Raios X

A variação randômica dos raios X, ao ser absorvida pelo receptor PSP, determina o componente de ruído quantum. Mesmo quando exposto a um feixe de raios X uniforme, o número de quanta absorvido por unidade de área no *image plate* varia, conforme a distribuição de Poisson. Quanto menor o número de fótons absorvidos, maior o grau de flutuação.

II.3.3.4.2 – Ruído de Luminescência

A variação da luminescência estimulada durante o processo de leitura contribui significativamente para a variação na saída do sinal. Essa flutuação é causada pelo número de fótons gerados no fósforo. O ruído de luminescência é inversamente proporcional ao número de fótons e depende também de vários outros fatores tais como,

a energia dos raios X incidente, a quantidade de luminescência fotoestimulada no *image plate*, a eficiência do guia coletor de luz, a estabilidade do laser e a eficiência do conversor fotomultiplicador.

II.3.3.4.3 – Ruídos da Estrutura do Image Plate

Esse tipo de ruído é causado pela irregularidade da camada interna do fósforo fotoestimulável. Para uma diminuição desse ruído é importante que a granulação do fósforo seja a menor possível e que tenha uma distribuição uniforme.

II.3.3.4.4 – Ruídos de Quantização

Ruídos de quantização adicionam incerteza na determinação dos sinais digitais discretos. Este tipo de ruído é dependente da quantidade de bits utilizado no processo de conversão analógica – digital.

II.3.3.4.5 – Ruídos Eletrônicos

Ruídos eletrônicos causam degradação no sinal de saída, durante todo o processo, contudo com maior intensidade no processo de conversão fotoelétrico. Na figura II.16 pode-se observar a contribuição dos ruídos durante todo o processo de obtenção de uma imagem radiográfica.

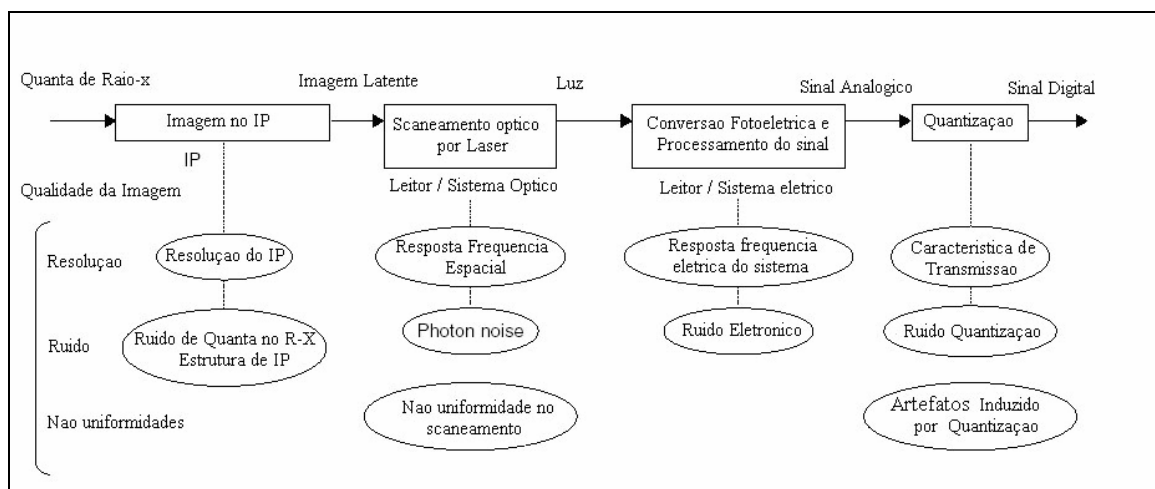


Figura II.16 – Contribuição de ruído durante todo o processo de obtenção da radiografia.

II.3.3.5 – Aliasing

A amostragem é determinada pelo máximo da frequência espacial contida na saída da imagem. Baseado no teorema de Nyquist, um sinal só pode ser representado com o mínimo de garantia se este for amostrado com uma frequência de no mínimo duas vezes maior que a maior frequência do sinal de entrada. Dessa forma, a amostragem inadequada de sinais de alta frequência, acima da frequência de Nyquist, reflete sobre sinais de baixas frequências causando um sinal artificial, afetando negativamente a imagem.

Aliasing pode ser controlado na direção de scanearamento, com o uso de filtros passa baixa, reduzindo sinais de alta frequência. Contudo, isso não é possível na direção de sub-scanearamento e como foi mencionado, no processamento em frequência, pode-se perder definição de alguns detalhes na imagem com a filtragem dessas frequências.

O impacto do *aliasing* na qualidade da imagem é dependente do nível de ruído na imagem e reduz a eficiência de detecção de quanta do receptor, na qual a eficiência de detecção de quanta (*DQE – Detective Quantum Efficiency*) representa a eficiência de detecção de informação com respeito à frequência espacial.

II.3.3.6 – DQE – Eficiência de Detecção de Quanta

O DQE é um fator que indica a eficiência com que a informação da imagem detectada é transmitida e então mostrada como imagem final. Ela é definida como a razão entre o quadrado da relação sinal-ruído na saída sobre o quadrado da relação sinal-ruído da entrada, como mostra a equação II.1. Ela é dependente da eficiência de detecção quanta do fósforo e do ruído associado em cada processo na criação da imagem final. Isso inclui o número de elétrons aprisionados por número de fótons de raios X absorvido, ruído na estimulação e emissão da imagem latente, ruído na conversão fotoelétrica, ruído associado à digitalização e ruído na apresentação da imagem final. O valor ideal DQE para um detector de raios X é 1, ou seja, 100% da informação é transmitida sem degradação de ruído.

$$DQE = (S/N)_{out}^2 / (S/N)_{in}^2 \quad (II.1)$$

II.3.3.7 - Desvanecimento da Imagem (*Fading*)

O desvanecimento é um fenômeno em que elétrons ou buracos gerados pelos raios X desaparecem em um processo de fosforescência excitada por energia térmica.

Tipicamente um *image plate* irá perder cerca de 25% do sinal aprisionado em um período que pode variar de 10 minutos à 8 horas, resultando em uma diminuição da quantidade de luminescência fotoestimulada. Após um intervalo de tempo maior, o sinal continuará a desvanecer, contudo, de modo mais lento.

Quando uma exposição aos raios X é necessária por um longo período de tempo, a linearidade entre o tempo de exposição e quantidade de luminescência liberada pode ser prejudicada pelo desvanecimento.

Como mencionado acima, o desvanecimento do sinal depende da temperatura ambiente em que o *image plate* se encontra antes da leitura e do comprimento de onda do laser no segundo estímulo. O grau de desvanecimento do sinal tende a aumentar com o aumento da temperatura e do comprimento de onda da luz estimulada. Por exemplo, o desvanecimento do sinal, quando realizada a varredura com um laser de diodo com comprimento de onda de 650 nm, é maior do que quando realizada a varredura com um laser He-Ne, com comprimento de onda de 630 nm.

II.4 – PROCESSAMENTO DA IMAGEM

As funções de processamento de imagens digitais podem ser classificadas em duas classes, por escopo ou por resultado. Por escopo, está relacionado com técnicas de processamento. Por resultado, está relacionado com os tipos de resultado de cada técnica.

Através do diagrama mostrando na figura II.17 pode-se ter uma idéia melhor das classes de processamento por resultado.

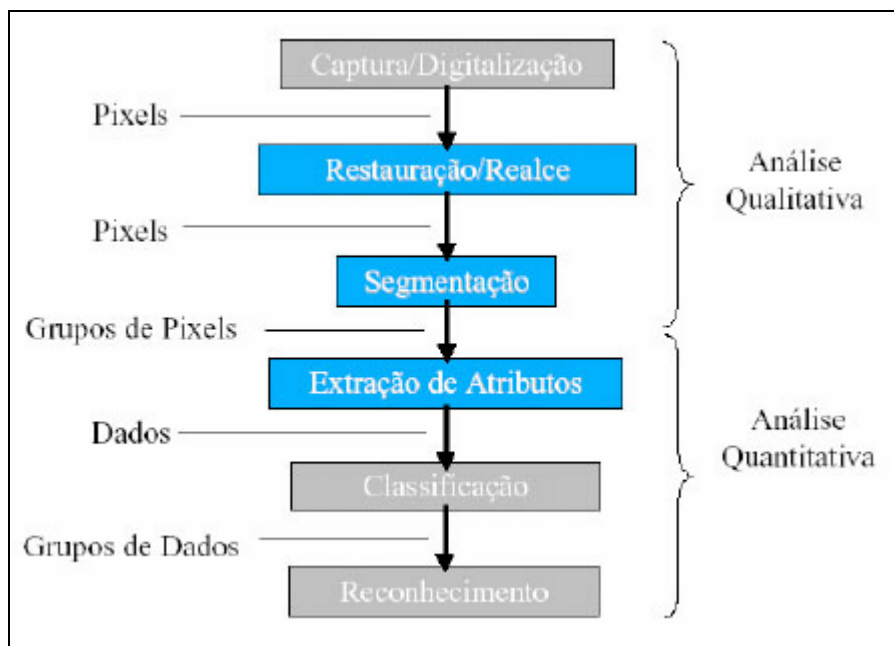


Figura II.17 – Diagrama de sequência do processamento digital (SCURI, 1999).

Há um fator comum em todas as classes de processamento: qualidade. Existem duas subdivisões em qualidade de imagem: fidelidade e inteligibilidade. No primeiro caso estamos preocupados em aproximar a imagem processada da imagem original ou de um padrão estipulado que a melhor represente. No segundo caso, nos preocupamos com a informação que conseguimos extrair da imagem, seja pelo olho humano ou por algum processamento.

Programas para editoração eletrônica precisam ter um cuidado muito grande com a fidelidade na representação da cor da imagem. Já programas de processamento de imagens científicas em geral não estão preocupados com a fidelidade da cor e sim a informação contida na imagem.

II.4.1 – Restauração/Realce

Quando estamos no contexto de editoração eletrônica, ficamos normalmente situados apenas no escopo de operações de realce ou obscurecimento e de restauração ou deformação.

A restauração busca compensar distorções específicas, normalmente geradas no momento de aquisição. Quando se pode identificar experimentalmente a função que

representa a deformação ou construir um modelo matemático adequado, é possível buscar a função inversa e aplicá-la sobre a imagem deformada. Por exemplo: correção de foco, imagens borradas por movimento. Em todos os casos, a formulação matemática envolvida é extremamente complexa e o custo computacional muito alto. Os resultados podem ter consequências somente qualitativas.

II.4.2 – Segmentação

Quando estamos no contexto de processamento de imagens científicas, o mais comum é queremos obter dados relacionados com os objetos presentes na imagem. Então são necessárias as operações de segmentação que procurarão isolar regiões de *pixels*, e operações de extração de atributos que vão olhar para essas regiões e calcular uma série de parâmetros que as descreverão.

A operação de segmentação mais comum é a limiarização por um tom de corte. Tudo que está acima deste tom vira branco, tudo que está abaixo vira preto, obtendo-se uma imagem binária.

II.4.3 – Extração de Atributos

Utilizando imagens binárias é muito simples obter dados relevantes, ou atributos, das regiões segmentadas, tais como:

- a) número total de objetos;
- b) propriedades geométricas, do tipo: área, perímetro, centro de gravidade, largura máxima e mínima;
- c) atributos relacionados à forma, tais como: circularidade e concavidade;
- d) propriedades de luminância, tais como: nível de cinza médio de cada região (1º momento da distribuição), desvio padrão do nível de cinza (2º momento da distribuição), outros momentos estatísticos da distribuição de cada região;
- e) propriedades associadas à textura.

As propriedades geométricas são medidas diretamente sobre a imagem binária. As de luminância são obtidas da imagem original, a partir da informação de posição dos diversos objetos, fornecida pela imagem binária.

II.4.4 – Classificação

Com os parâmetros descritos acima coletados, pode-se distinguir objetos na imagem agrupando parâmetros de acordo com sua semelhança para cada região de *pixels* encontrada. Feita a classificação dos parâmetros, pode-se tomar decisões e relatar fatos relacionados com os objetos do mundo real, ponderando sempre através uma medida de erro da classificação.

Este processo é muito complexo e existem diversos níveis de automação. Os mais simples implicam em processos de agrupamento estatístico, para os quais a decisão humana é fundamental. Os mais sofisticados permitem ao computador reconhecer diferentes objetos através de técnicas de inteligência artificial com pouca ou nenhuma intervenção humana. Os processos que possuem intervenção são chamados de supervisionados.

Aqui, a palavra classificação não denota nenhum juízo de valor, mas apenas o agrupamento em classes dos diversos objetos obtidos na segmentação, cujos atributos já foram medidos.

Em geral, vários atributos são necessários para uma correta classificação. Mas, quanto mais atributos, mais complexo se torna o problema. Desta forma, é muito importante realizar uma seleção adequada dos atributos disponíveis, visando otimizar o processo.

II.4.5 – Operações Pontuais

Operações pontuais são operações em que um *pixel* da imagem resultante depende apenas do mesmo *pixel* na imagem original. Neste caso a única informação que nós temos é a cor do *pixel*, por isso muitas das operações pontuais são operações que alteram características de cor e luminância, tais como: brilho, contraste, nível de branco

e nível de preto, saturação, correção gama, limiar (*threshold*), posterização, solarização, negativo, etc. A figura II.18 mostra a representação de uma operação pontual.

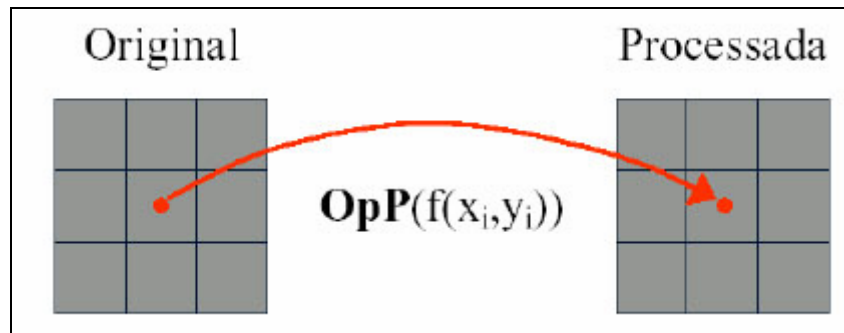


Figura II.18 – Operações pontuais na imagem digital (SCURI, 1999).

Qualquer operação pontual pode ser visualizada como um mapeamento de *pixels* da imagem original para a imagem processada. E isso é facilmente representado como um gráfico que relaciona as tonalidades disponíveis na imagem original com as tonalidades disponíveis na imagem processada. Inclusive algumas operações bastantes conhecidas são visualizadas nesse gráfico como funções muito simples. A operação pontual de identidade é simplesmente uma reta que mapeia todos os tons da imagem original nos mesmos tons na imagem processada. Transladando essa reta estamos simplesmente alterando o brilho na imagem. Alterando sua angulação estamos alterando o contraste, mas existem outras formas de se alterar o contraste como, por exemplo, usando uma função logarítmica que faria com que tons escuros fossem mapeados em um número maior de tons, realçando esses tons escuros, ou o inverso, uma função exponencial onde tons claros seriam realçados, como mostra a figura II.19.

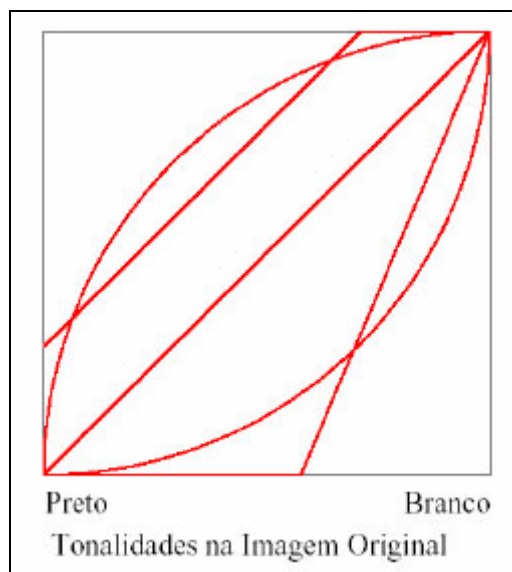


Figura II.19 – Tonalidades na imagem digital (SCURI, 1999).

As operações pontuais que envolvem apenas uma imagem original são chamadas de unitárias, e as operações que usam mais de uma imagem original, são chamadas de binárias, ternárias, etc. Um exemplo de operação pontual com várias imagens é a média de várias imagens capturadas na mesma posição, é uma técnica comum de eliminação de ruído. Mas as operações binárias mais comuns são as operações aritméticas de soma, subtração, divisão, etc de duas ou mais imagens.

Embora as funções pontuais estejam restritas somente ao *pixel* sendo processado, o processamento em si pode levar em consideração dados globais da imagem, como por exemplo, o histograma.

O histograma é uma função estatística da imagem que para cada nível de tonalidade, calcula quantos *pixels* existem naquela tonalidade. Muitas operações pontuais usam o histograma como parâmetro de decisão para fornecer resultados diferentes para o *pixel* da imagem processada. A figura II.20 mostra um exemplo de histograma de uma imagem monocromática.

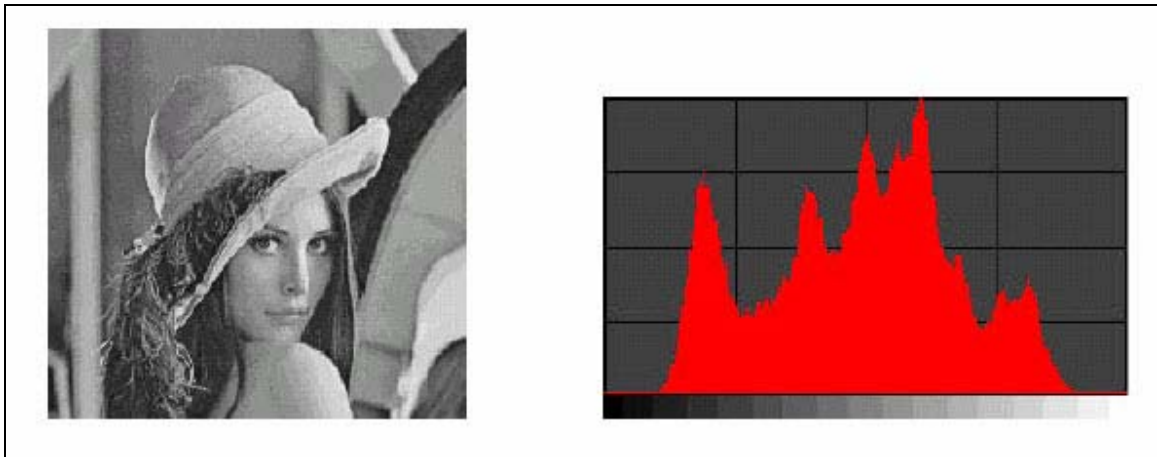


Figura II.20 – Histograma de uma imagem monocromática (SCURI, 1999).

II.4.6 – Operações Locais

Operações pontuais são operações em que um *pixel* da imagem resultante depende de uma vizinhança do mesmo *pixel* na imagem original. As operações locais mais comuns são as operações de filtragem que usam uma convolução com um kernel de dimensão $n \times n$, onde n é tipicamente 3, 5, 7 e 9, mas pode assumir qualquer valor. Por exemplo, no caso de $n = 3$ é muito fácil de entender. Cada *pixel* da vizinhança 3×3 do *pixel* na imagem original é multiplicado por um valor e todos esses valores são somados resultando no *pixel* novo, como pode ser visto na figura II.21. Os valores que ponderamos a vizinhança são armazenados em uma matriz chamada kernel de convolução. Operações de *Blur*, *Sharpen*, Detecção de Bordas e muitas outras são implementadas dessa forma.

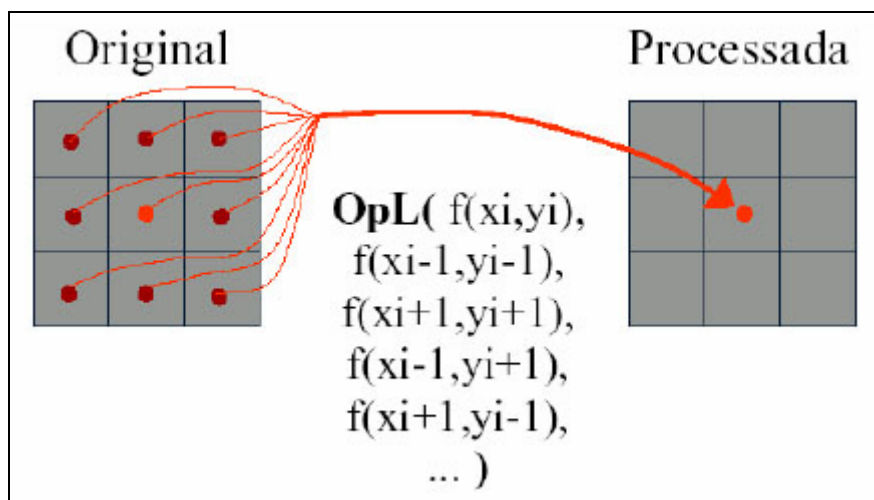


Figura II.21 – Operações pontuais (SCURI, 1999).

As operações que realizam deformações no *grid* de *pixels* utilizam a técnica de interpolação para encontrar o novo ponto. A técnica de interpolação não deixa de ser uma operação local que depende apenas de uma vizinhança, embora algumas técnicas de interpolação muito sofisticadas e em geral muito lentas usam uma vizinhança bem extensa. Dentre as técnicas que usam interpolação podemos citar: *Warping*, *Morphing*, *Resize*, *Stretch*, Rotação etc.

Um outro conjunto de operações que também podem ser consideradas como locais são as operações morfológicas. São muito utilizadas por sistemas de processamento de imagens científicas para a etapa de segmentação, como já mencionado. Embora muito semelhantes a convolução com um kernel, a forma com que os vizinhos são computados é ligeiramente diferente, pois usam operações lógicas, tais como AND e OR.

II.4.7 – Operações Globais

Operações globais são operações em que um *pixel* da imagem resultante depende de um processamento realizado em todos os *pixels* da imagem original. Neste grupo de operações estão as transformadas de domínio, tais como a Transformada de Fourier, a Transformada de Wavelets (que na realidade são muitas, dependem de que *wavelet* está sendo usada) e a Transformada de Hough.

Todas essas transformadas nos dão informações muito interessantes sobre a imagem original. A Transformada de Fourier, por exemplo, é base fundamental para toda teoria de processamento de sinais e com ela pode-se realizar uma série de operações muito importantes com imagens. A Transformada de Wavelets irá decompor a imagem em uma estrutura de multiresolução, que é muito utilizada para compressão de imagens. A Transformada de Hough procura identificar formas geométricas na imagem, tais como retas e círculos. Esse grupo de operações é visto somente em programas de processamento de imagens científico.

II.4.8 – Programa

Existem diversos sistemas de processamento de imagens disponíveis no mercado. Eles se distinguem pela forma de distribuição (Comercial, *Shareware*, *Freeware*), pela área de aplicação (editoração eletrônica, análise científica, visualização, edição informal, pesquisa), e pelas plataformas em que estão disponíveis (UNIX, Windows, MAC).

Geralmente os sistemas de radiografia computadorizada fornecem programas próprios de processamento de imagem que permitem diversas operações de análise com a imagem gerada após o processamento do *scanner*, tais como inversão na escala de cor da imagem, realce de bordas (imagem em relevo), redução de ruído, medição de descontinuidades na imagem, e inclusive, geração de relatórios finais.

Existem diversos outros programas capazes de realizar o processamento de imagens digitais. Um exemplo desses programas é o MatLab que permite diversas operações de processamento da imagem, permitindo inclusive criação de programas próprios de processamento.

II.4.9 – Processamento em Contraste

O objetivo do processamento em contraste é criar uma imagem com contrastes similares aos de imagens radiográficas convencionais ou aumentar a visibilidade de um detalhe específico. Esses processamentos são referidos como: Escalonamento de Tons (*Tone Scalling*), Gradação (*Gradation Process*) e Enriquecimento de Contraste (*Contrast Enhancement*).

Dentre os métodos de implementar o processamento em contraste, o mais comum consiste na técnica de re-mapear os valores individuais de cada *pixel* de acordo com um valor controlado pelo usuário. Este método utiliza uma série de parâmetros para controlar o processo, tais como:

- a) GT (curva básica fornecida por fabricantes de filmes),
- b) GC/GA (habilidade de aumentar ou diminuir o gradiente),
- c) GS (brilho geral).

Pode-se utilizar também a densidade média e valores controlados tabelas, ou ainda a técnica de processamento de amplificação multiescalonada de contraste da imagem (*Multi Scale Image Contrast Amplification – MUSICA*). Esse processo representa a imagem como um conjunto de coeficientes correspondente a características da imagem em diferentes níveis de decomposição. Na técnica *MUSICA* a imagem é decomposta de acordo com a transformada pirâmide de La Place. Dessa forma a variação do contraste é obtida com a modificação dos coeficientes de La Place.

II.4.10 – Processamento em Frequência

Com processamento em frequência, podem ser enriquecidos detalhes na imagem que são caracterizados pela sua frequência espacial específica. Algumas técnicas existem no mercado com esse objetivo, incluindo: filtros Fourier, *Blurred Mask Subtraction* (Subtração de Máscara de Borrão) e filtros *Wavelet Filtering*.

Na técnica de *Blurred Mask*, uma cópia da imagem original é borrada por meio de convolução, então faz-se uma subtração dessa cópia sobre a imagem original, resultando em uma imagem que contém basicamente informações de alta frequência. Vale ressaltar que informações de contorno e detalhes em uma imagem são representadas por altas frequências.

II.5 – CARACTERÍSTICAS DO IMAGE PLATE

Neste tópico serão apresentadas as principais características do *image plate*, como a composição física, a eficiência de absorção dos raios X, curva característica de resposta.

II.5.1 - Estrutura Física do *Image Plate*

A estrutura do *image plate* consiste em um suporte de poliéster, camada de fósforo, camada protetora e outros componentes que podem variar de acordo com o fabricante. Na figura II.22, pode se ver a disposição física das camadas do *image plate*.

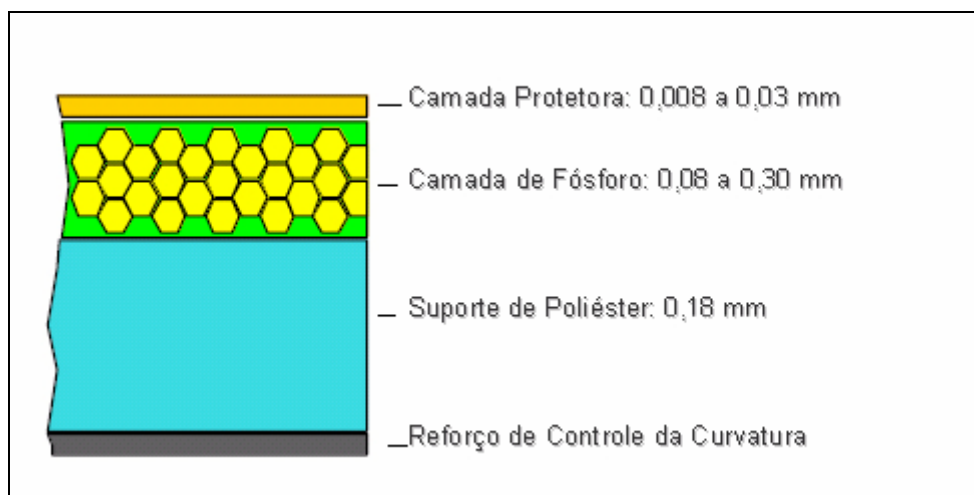


Figura II.22 – Composição das camadas do *image plate*.

A camada de fósforo é protegida por uma camada protetora EBC (*Electronic – Beam – Cured*), que é composta por um pré-polímero de alta densidade com aproximadamente 10 μm de espessura, garantindo assim maior proteção contra agentes mecânicos e químicos, que poderiam danificar o *image plate* durante o processo de leitura ou manipulação pelos usuários.

A camada do fósforo fotoestimulável é comumente constituída de cristais de BaFBr:Eu^{2+} , com grãos de aproximadamente 5 μm . Essa camada além de conter os grãos de fósforo tem em sua composição um polímero orgânico de modo a unir os grãos e providenciar uma formação uniforme do filme.

A camada de suporte, composta de polietileno (PET – *Polyethylene Terephthalate*) possui espessura entre 200 e 350 μm e, além da função de proteção da camada do fósforo contra agentes externos, serve também para manter uma planificação do filme e apresentar flexibilidade. O suporte pode ter laminas pretas na sua parte

posterior de modo a providenciar assim absorção de luz que entrariam de forma indesejada.

Além das características mencionadas acima, todas as camadas devem manter suas propriedades físicas inalteradas por temperatura, umidade, raios X, luz do laser, além de apresentar flexibilidade e resistência mecânica.

Em adição às camadas mencionadas acima, existem no mercado outras tecnologias, tais como, camadas eletrocondutivas (que providenciam uma proteção contra eletrostática) e códigos de barra (de modo a providenciar uma numeração única ao *image plate*).

Uma tecnologia patenteada pela AGFA é a camada anti-halo, que é uma camada azul que forma uma perfeita barreira contra a luz do laser, mais deixa a luminescência fotoestimulada sair, aumentando assim a sensibilidade do filme em aproximadamente 30% sem nenhuma diferença na definição.

Em geral os *image plates* são oferecidos no mercado com alguns tamanhos específicos, como 35 cm x 43 cm (14"x 17"), 18 cm x 24 cm (8"x 10"), 10 cm x 43 cm (4" x 17"), embora existam outros tamanhos que variam de acordo com o fabricante e seus respectivos *scanners*. Além disso, existem tipos diferentes de *image plate* com relação a sua resolução, que podem ser escolhidos de acordo com a necessidade de cada usuário.

II.5.2 – Eficiência de Absorção de Raios X no *Image Plate*

Conforme foi mencionado anteriormente, a eficiência de absorção dos fótons de raios X pode influenciar no ruído de quanta (*X-ray Quanta Noise*). Neste tópico será analisado a curva de eficiência de absorção do fósforo fotoestimulável em função da energia dos fótons raios X.

Na figura II.23, pode ser visto o gráfico, que mostra a variação da absorção em função da energia dos fótons incidentes, para dois tipos de fósforo diferentes e a

variação da absorção dos fótons em função da densidade superficial para o BaFBr com densidades diferentes.

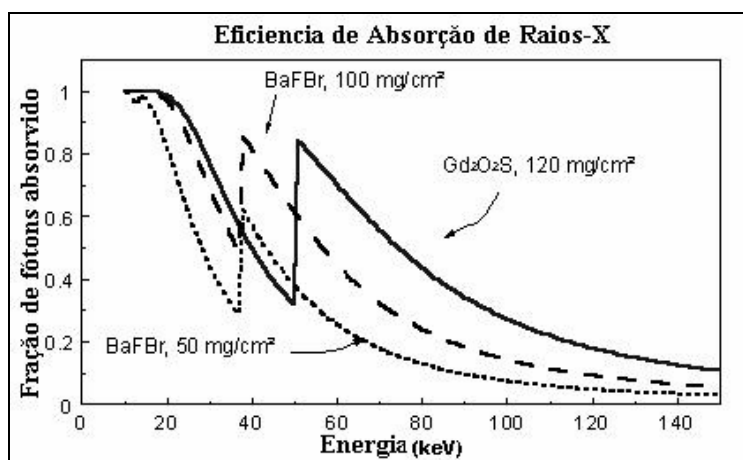


Figura II.23 – Gráfico de absorção em função da energia dos raios X (SEIBERT, 1999)

Observa-se que os fósforos representados no gráfico, apresentam uma alta eficiência de absorção para fótons de baixas energias, aproximadamente 10 keV, indicando que uma imagem radiográfica pode perder qualidade (presença de ruído) devido à radiação ambiental. Após um período de tempo sem usar o *image plate*, é aconselhado que este seja “apagado” antes do próximo uso, eliminando assim a influência dessas radiações. Outro aspecto importante com relação à eficiência para fótons de energias baixas, é o uso de filtros no momento de uma exposição, eliminando o efeito de espalhamento de radiação.

Observa-se também, que o fósforo de BaFBr:Eu apresenta uma eficiência melhor comparada com o Gd₂O₂S:Tb (écran de terra rara), que foi uma das condições impostas durante a pesquisa do fósforo ideal (encontrar um fósforo fotoestimulável com eficiência igual ou superior aos écrans existentes). Segundo a curva de eficiência apresentada acima, o fósforo usado no *image plate* apresenta um pico próximo a 40 keV, esse pico é devido a linha k do bário (37 keV).

Outro aspecto importante é com relação à densidade superficial (μ/ρ , onde: μ representa o coeficiente de absorção do material e ρ a densidade do material). É observado que para o mesmo fósforo, porém, com densidades diferentes, existe uma variação na eficiência de absorção. O fósforo que tem uma densidade superficial maior

(100 mg/cm²) apresenta uma eficiência maior do que o fósforo com uma densidade superficial menor (50 mg/cm²). Dessa forma, é visto que a eficiência do fósforo pode ser aumentada com o aumento da densidade superficial (espessura do filme). Porém, como foi mencionado anteriormente, o aumento da camada do fósforo resulta na diminuição da resolução. Novas tecnologias têm estudado técnicas de aumentar a densidade superficial sem aumentar a espessura do filme.

II.5.3 - Curva de Sensibilidade

A figura II.24 mostra a curva de resposta para um receptor típico de fósforo fotoestimulável comparado com um filme de ISO 400 usando um écran de terra rara. Podemos observar as principais características das placas de fósforo, como a linearidade entre a dose e a intensidade de luminescência, a ampla resposta à variação de exposição e a alta sensibilidade à radiação.

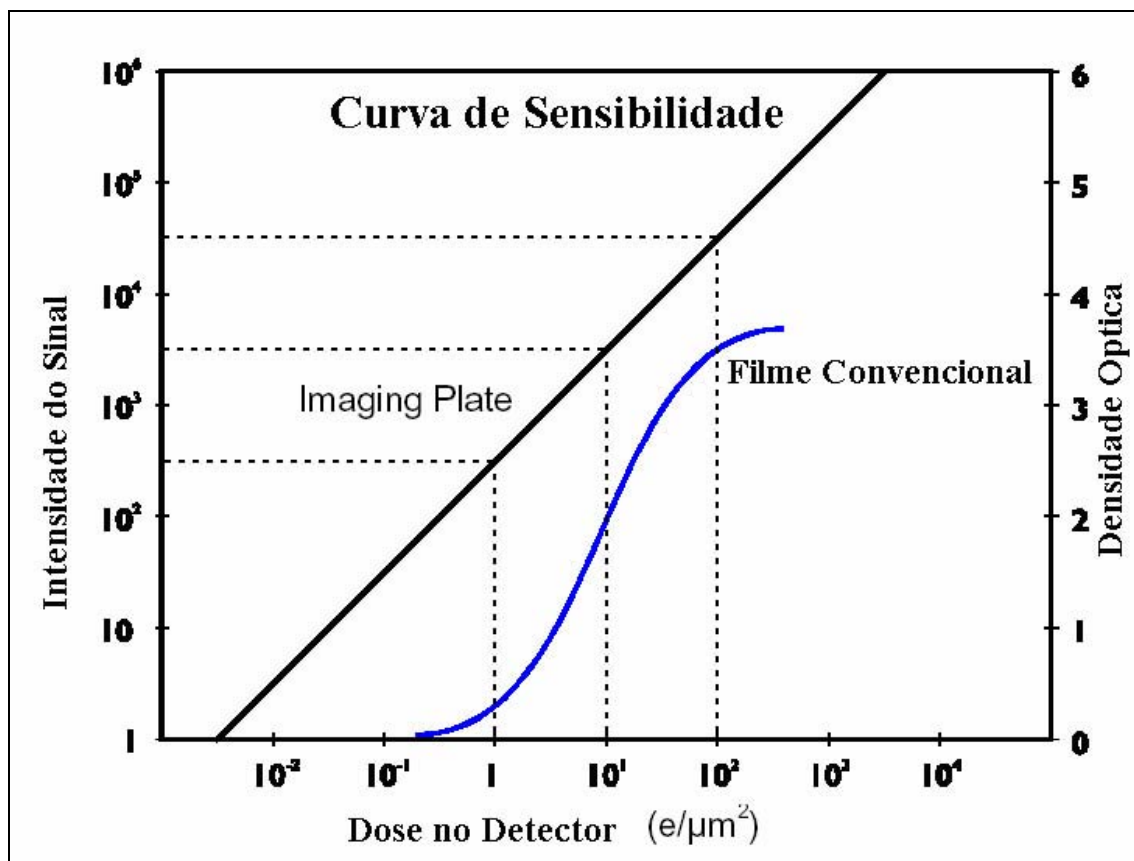


Figura II.24 – Comparação da curva de sensibilidade entre os filme convencionais e IP.

Para sistemas filme-écran, que servem tanto como meio de aquisição de imagem como também para a visualização, é necessário sintonizar o contraste do filme com a velocidade radiográfica (ISO) a faixa de exposição, para adquirir uma imagem com contraste ótimo e o mínimo de ruído. Já com *image plate* isso não é necessário, devido ao fato da aquisição e a visualização da imagem serem eventos que ocorrem separadamente. Então, compensações para sub e sobre exposição são possíveis por meio de algoritmos aplicados aos dados digitais.

O fato de o *image plate* ter um amplo intervalo de resposta à exposição, é possível a visualização de objetos com densidades distintas em uma mesma imagem. Devido a sua alta sensibilidade, aproximadamente 100 vezes mais sensível do que os filmes radiográficos convencionais, elimina-se o longo tempo de exposição, sendo capaz de detectar radiação onde filmes radiográficos convencionais não seriam.

II.6 – VANTAGENS E DESVANTAGENS DA RADIOGRAFIA COMPUTADORIZADA EM COMPARAÇÃO COM RADIOGRAFIA CONVENCIONAL

Neste tópico serão mostradas as vantagens e desvantagens de sistemas de radiografia computadorizada e convencional, estabelecendo uma comparação entre ambos. Deve-se ressaltar que pelo menos por enquanto não é possível substituir definitivamente os filmes convencionais, mas sim adotar a técnica de radiografia computadorizada em caráter complementar, atendendo sempre as necessidades dos usuários.

II.6.1 – Detector

Devido a sua alta sensibilidade radiográfica, os *image plates* são capazes de detectar radiações a baixos níveis, não necessitando de uma dose mínima para a obtenção da imagem. Porém, este fato torna os *image plates* altamente vulneráveis a radiações espalhadas, que contribuem negativamente na qualidade da imagem.

Como citado acima, os *image plates* são capazes de formar imagem com tempo de exposição inferior do que com filmes convencionais. Para inspeções industriais isso é

de grande importância, pois há uma maior produtividade, permitindo a execução de várias radiografias em um curto espaço de tempo. Na área médica, a grande vantagem é a redução significativa da dose no paciente.

Assim como os filmes convencionais, os *image plates* são bastante flexíveis, sendo capazes de se adaptar a praticamente qualquer geometria ou corpo de prova a ser radiografado.

Com relação às dimensões, os *image plates* estão limitados a alguns tamanhos específicos disponíveis no mercado, de acordo com cada fabricante e tipo de *scanner*. Já com filmes convencionais, é possível adaptar o seu tamanho as necessidades de cada ensaio.

Os *image plates* tem menor sensibilidade a luz do que os filmes convencionais, podendo inclusive realizar radiografias sem chasis, desde que no local não haja luz excessiva. Além disso, os *image plates* podem ser manipulados antes da exposição em locais iluminados, enquanto que os filmes convencionais só podem ser manipulados em locais totalmente privados de luz.

Diferentemente dos filmes convencionais, os *image plates* podem ser reutilizados por milhares de vezes, desde que sua manipulação seja adequada para que não haja desgaste físico do mesmo.

II.6.2 – Obtenção, Processamento, Quantificação e Arquivamento das Imagens

Em sistemas de radiografia computadorizada, a obtenção da imagem é dada pela leitura do *image plate* com laser. Dessa forma, são eliminados a utilização de produtos químicos e água de lavagem, o que gera uma grande redução do impacto ambiental e de preocupações regulamentares.

Dependendo do equipamento de radiografia computadorizada, o espaço físico necessário para a realização da leitura das imagens é bastante pequeno, em comparação ao espaço ocupado por uma sala escura para revelação de filmes convencionais. Como

já citado anteriormente, não é necessário uma sala totalmente escura para alocação do sistema de radiografia computadorizada, devendo apenas tomar cuidado para que não haja luz diretamente sobre o equipamento no momento da realização da leitura.

Na radiografia computadorizada, o tempo necessário para a visualização das imagens é bastante curto, basicamente o tempo necessário para realizar a varredura do *image plate*. Já o processo de revelação de um filme convencional é bastante demorado, incluindo etapas de revelação, fixação, lavagem e secagem do filme antes que este possa ser visualizado.

Em sistemas de radiografia computadorizada, o processo de quantificação do sinal é direto, e acontece na conversão analógica – digital durante a leitura do *image plate*. Para filmes convencionais, o processo de quantificação é complicado e trabalhoso, incluindo equipamentos para digitalizar o filme e programas de processamento de imagem.

Com relação ao número de níveis de cinza, na radiografia computadorizada, este é dependente do número de bits usado para quantificação, geralmente 12 ou 16 bits, ou seja, 4096 ou 65536 níveis de cinza. No sistema de radiografia convencional esse número é limitado a visão humana, ou seja, 32 níveis de cinza.

A manipulação da imagem em sistemas de radiografia computadorizada permite a possibilidade de múltiplas operações, devido ao fato da imagem ser baseada em dados digitais. Já na radiografia convencional, existe apenas a possibilidade de aumentar ou diminuir a intensidade do negatoscópio e a utilização de lupas e réguas milimetradas para laudar as radiografias. Não há dúvida que este tipo de processo gere uma quantidade de incerteza bem maior que um processo computadorizado.

O sistema de radiografia computadorizada apresenta uma faixa dinâmica com resposta linear com relação à dose de exposição e extremamente ampla, permitindo a captura de imagens de objetos complexos numa única exposição, descartando a necessidade de realizar vários carregamentos de filme ou várias exposições. Essa característica, aliada às citadas no parágrafo anterior, também acaba poupando as radiografias mal expostas, evitando a necessidade de repetições. Na área industrial isso

contribui para o aumento da produtividade das inspeções de campo, enquanto que na área médica, contribui para a redução da dose no paciente.

Na radiografia computadorizada é possível catalogar, gerenciar e armazenar as imagens eletronicamente, com a vantagem de exigir menor espaço físico e de ter um custo menor. Além disso, as imagens podem ser recuperadas numa fração do tempo dos sistemas tradicionais de filme, mais uma vez facilitando e agilizando a tomada de decisões e as análises. Assim deixa de existir um espaço dedicado ao armazenamento de filmes radiográficos, adaptado as suas necessidades. Além disso, as imagens digitais podem ser transmitidas através da rede para qualquer usuário, evitando a necessidade de se transportar fisicamente os filmes radiográficos.

A resolução dos sistemas de radiografia computadorizada é limitada por fatores como tamanho do foco do laser e tamanho das placas de fósforo. A resolução dos sistemas de radiografias computadorizadas é comparável aos filmes de granulação grossa, tendo em geral resolução em torno de 100 μm , podendo haver variações. Porém, ainda não há no mercado sistemas de radiografia computadorizada ou *image plates* que tenham a mesma resolução que filmes convencionais de granulação fina.

II.6.3 – Custo

Todas as vantagens citadas acima mostram que há uma grande economia de custos com relação à execução das radiografias e a visualização, processamento e armazenamento das imagens. O custo de implementação do sistema de radiografia computadorizada não é barato, porém pode ser comparável ao custo da implementação de uma sala escura com equipamento para radiografia convencional. Contudo, os potenciais econômicos dos sistemas de radiografia computadorizada aparecem nos anos seguintes, onde a manutenção e a compra de suplementos para radiografia convencional são necessárias. Deve-se ressaltar que um único *image plate* custa praticamente o mesmo que uma caixa de filmes convencionais, porém é possível realizar muito mais radiografias com este *image plate* do que com toda a caixa de filme.

II.7 – PROCESSO RADIOGRÁFICO

A radiografia é um método usado para inspeção não destrutiva que se baseia na absorção diferenciada da radiação penetrante pela peça que está sendo inspecionada. Devido às diferenças na densidade e variações na espessura do material, ou mesmo diferenças nas características de absorção causadas por variações na composição do material, diferentes regiões de uma peça absorverão quantidades diferentes da radiação penetrante. Essa absorção diferenciada da radiação poderá ser detectada através de um filme, ou através de um tubo de imagem ou mesmo medida por detectores eletrônicos de radiação. Essa variação na quantidade de radiação absorvida, detectada através de um meio, irá nos indicar, entre outras coisas, a existência de uma falha interna ou defeito no material.

II.7.1 – Interação da Radiação com a Matéria

Sabe-se que um feixe de raios X ou gama, ao interagir com qualquer material, sofre variação em sua intensidade, motivada por uma série de fenômenos físicos que ocorrem simultaneamente, cada qual com sua própria probabilidade. Nesta seção apresentaremos de forma resumida os principais fenômenos de interação da radiação com a matéria: efeito fotoelétrico (absorção), efeito Compton (espalhamento ou difusão) e produção de par.

II.7.1.1 – Efeito Fotoelétrico

O efeito fotoelétrico é caracterizado pela transferência total da energia da radiação X ou γ (fóton) a um único elétron orbital, que é expelido com uma energia cinética E_c bem definida, como mostra a equação II.2.

$$E_c = h\nu - B_e \quad (II.2)$$

onde,

h é a constante de Planck;

ν é a frequência da radiação;

B_e é a energia de ligação do elétron orbital.

A figura II.25 mostra a representação do efeito fotoelétrico.

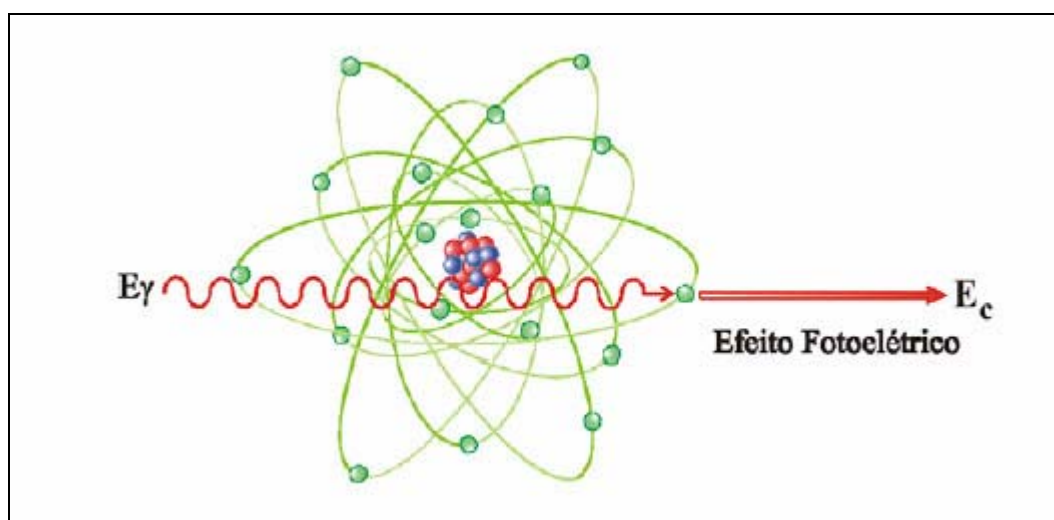


Figura II.25 – Efeito fotoelétrico (TAUHATA *et al.*, 2003).

A direção de saída do fotoelétron em relação à de incidência do fóton varia com a energia. Para altas energias (acima de 3 MeV), a probabilidade do elétron sair na direção e sentido do fóton é alta. Para baixas energias (abaixo de 20 keV) a maior probabilidade é a de sair com um ângulo de 70° . Isto devido a ação dos campos elétricos e magnético que, variando na direção perpendicular à de propagação do fóton, exercem força sobre o elétron na direção de 90° , e se compõe com o momento angular do elétron. O efeito fotoelétrico é predominante para baixas energias e para elementos químicos de elevado número atômico Z . A probabilidade de ocorrência aumenta com Z^4 e decresce rapidamente com o aumento da energia.

II.7.1.2 – Efeito Compton

No efeito Compton, o fóton é espalhado por um elétron de baixa energia de ligação, que recebe somente parte de sua energia, continuando sua trajetória dentro do

material em outra direção. Como a transferência de energia depende da direção do elétron emergente e esta é aleatória, de um fóton de energia fixa podem resultar elétrons com energia variável, com valores de zero até um valor máximo. Assim, a informação associada ao elétron emergente é desinteressante sob o ponto de vista da detecção da energia do fóton incidente. Sua distribuição no espectro de contagem é aleatória, aproximadamente retangular. Na figura II.26 é mostrada a ilustração deste fenômeno.

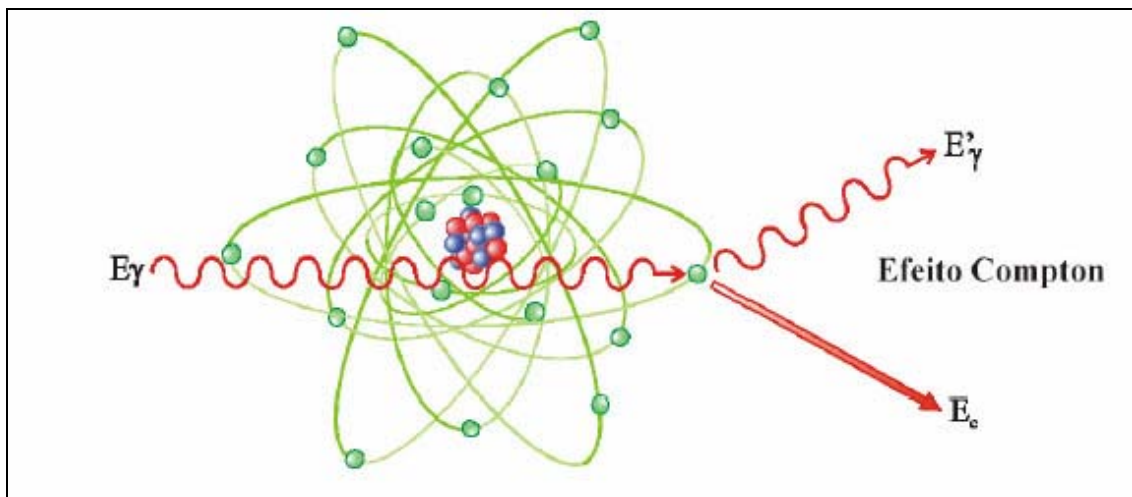


Figura II.26 – Efeito Compton (TAUHATA *et al.*, 2003).

Quando a energia de ligação dos elétrons orbitais se torna desprezível face à energia do fóton incidente, a probabilidade de ocorrência de espalhamento Compton aumenta consideravelmente.

II.7.1.3 – Formação de Par

Uma das formas predominantes de absorção da radiação eletromagnética de alta energia é a produção de um par elétron-pósitron. Este efeito ocorre quando fótons de energia igual ou superior a 1,022 MeV ($2mc^2$) passam perto de núcleos de número atômico elevado, interagindo com o forte campo elétrico nuclear. Nesta interação, a radiação desaparece e dá origem a um par elétron-pósitron. As duas partículas transferem a sua energia cinética para o meio material, sendo que o pósitron volta a se combinar com um elétron do meio e dá origem a 2 fótons, cada um com energia de 511 keV. Na figura II.27 é apresentada a ilustração do efeito.

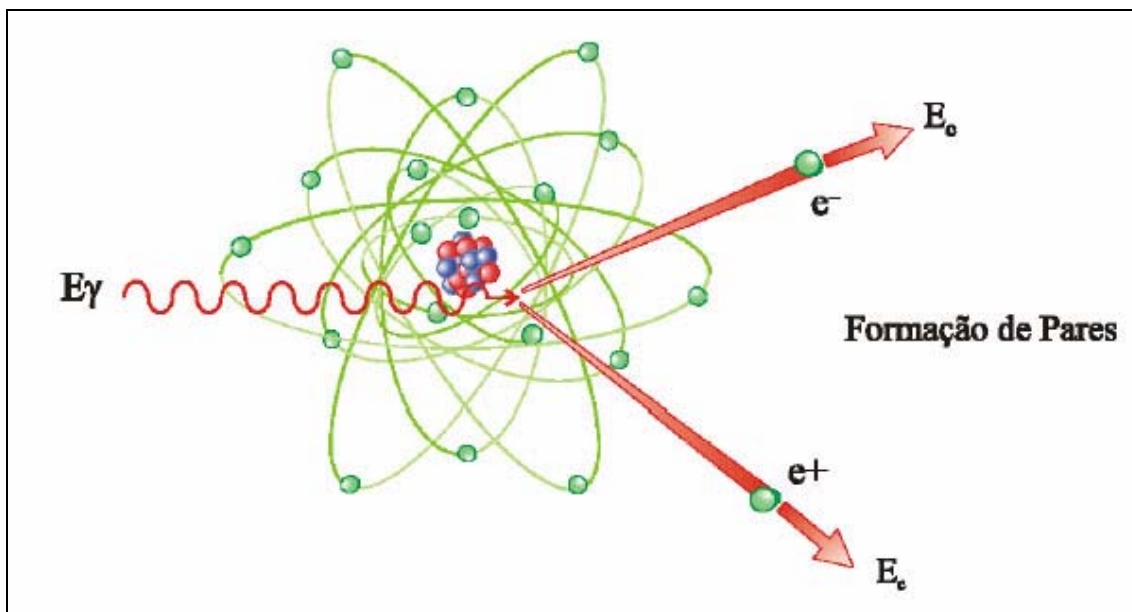


Figura II.27 – Produção de pares (TAUHATA *et al.*, 2003).

As interações fotoelétricas predominam para todos os materiais em energias de fótons suficientemente baixas. À medida que a energia cresce, o efeito fotoelétrico permanece predominante apenas para elementos com alto número atômico. Já para elementos de baixo Z , o efeito Compton torna-se predominante. Em energias a partir de 1,022 MeV, a produção de pares passa a contribuir nas interações dos fótons. A Figura II.28 mostra a variação da participação de cada um desses processos para a variação de Z e da energia dos fótons.

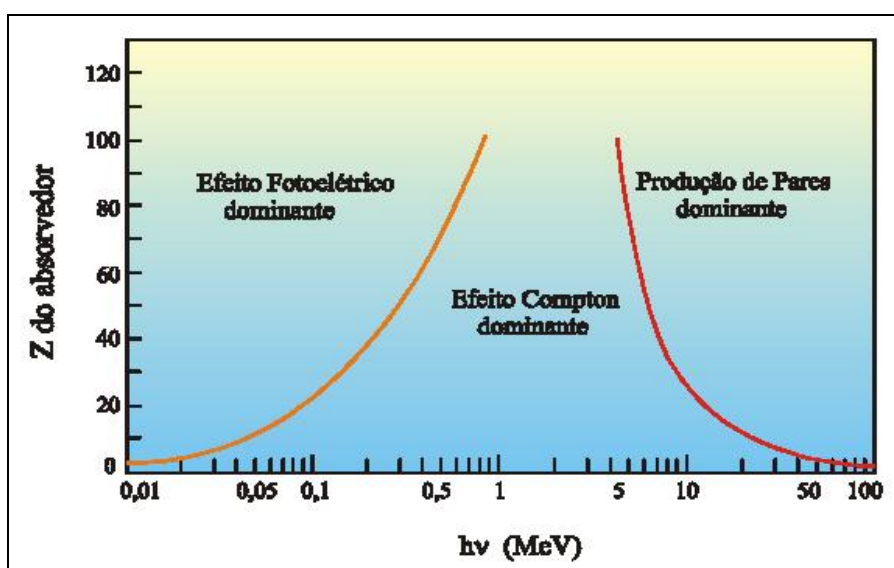


Figura II.28 – Importância relativa dos processos (TAUHATA *et al.*, 2003).

II.7.2 – Formação da Imagem Radiográfica

Quando se considera uma fonte emissora, a intensidade da radiação que atravessa um objeto decrescerá exponencialmente com a espessura do mesmo, de acordo com a equação II.3.

$$I = I_0 e^{-\mu x} \quad (\text{II.3})$$

onde,

I_0 é a intensidade da fonte de radiação;

I é a intensidade da radiação após atravessar o material;

x é a espessura do material;

μ é o coeficiente total de absorção do material.

μ é definido como a soma dos coeficientes representados pelos processos de absorção da radiação pela matéria, ou seja, efeito fotoelétrico, espalhamento Compton e produção de pares, μ_f , μ_c e μ_p , indicando respectivamente, a probabilidade de ocorrência dos fenômenos mencionados. Dessa forma, diferenças na densidade e variações na espessura do material, ou mesmo diferenças nas características de absorção causadas por variações na composição do material terão como consequência uma variação na intensidade do feixe transmitido, que dependerá da natureza do objeto e da energia da fonte de radiação. Dessa forma a descontinuidade aparecerá no detector devido à variação entre as intensidades da radiação que passa através da parte homogênea do corpo e através da descontinuidade, como mostra a figura II.29.

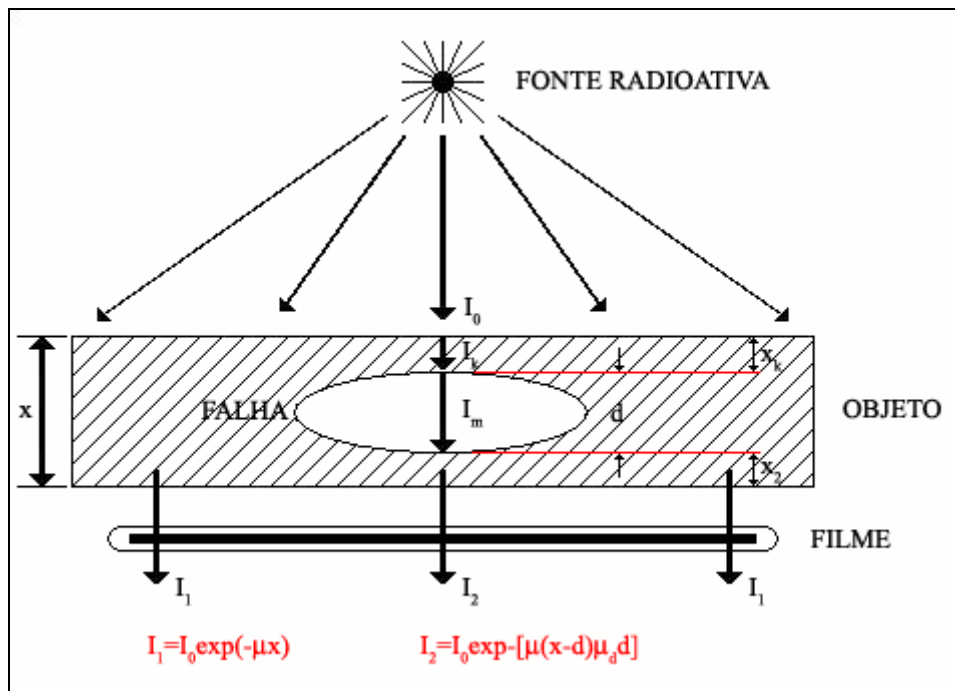


Figura II.29 – Processo radiográfico.

A diferença entre os coeficientes de absorção da radiação (μ) no material e (μ_d) na falha, aumenta com o aumento entre a diferença das densidades do objeto com e sem descontinuidade, e dessa forma, a sensibilidade desse método é diretamente proporcional à densidade do objeto e inversamente proporcional à descontinuidade. μ varia inversamente com a energia (efeito fotoelétrico e Compton), e, portanto, haverá perda de sensibilidade para fontes de energias mais altas.

II.7.3 – Gamagrafia

Na área dos ensaios não destrutivos, a gamagrafia é uma técnica alternativa ao método de radiografia convencional, utilizando-se uma fonte emissora de raios γ no lugar dos equipamentos de raios X. Na radiografia industrial é muito comum a utilização dessa técnica para inspeção de peças de médias e grandes espessuras, mostrando-se vantajosa em ocasiões onde for necessário um maior poder de penetração, limitado quando se utiliza fonte de raios X. Outra vantagem está nas reduzidas dimensão de um equipamento de gamagrafia, em comparação com um aparelho de raios X, possibilitando a inspeção em locais de difícil acesso.

Contudo, a gamagrafia apresenta algumas desvantagens. Devido à emissão contínua da fonte radioativa, os equipamentos de gamagrafia devem possuir uma blindagem permanente, capaz de reduzir a radiação a níveis aceitáveis quando a fonte não estiver exposta. Outra desvantagem está na qualidade da imagem. Devido ao seu espectro discreto, a imagem final é dotada de certa quantidade de ruído. Isso prejudica todos os parâmetros de análise da qualidade da imagem, como a resolução espacial e a razão sinal ruído, havendo assim critérios de avaliação da imagem utilizando raios γ distintos da radiografia com raios X.

II.7.3.1 – Equipamentos para Gamagrafia

Os irradiadores para gamagrafia são equipamentos dotados de mecanismos que permitem expor a fonte radioativa com segurança. A parte principal do irradiador é a blindagem, que permite a proteção do operador a níveis aceitáveis de trabalho. Os irradiadores são construídos de forma a suportar choques, incêndios etc., sem oferecer riscos de vazamento da radiação a níveis acima dos estabelecidos para proteção radiológica. A figura II.30 mostra simplificada um irradiador e seus componentes.

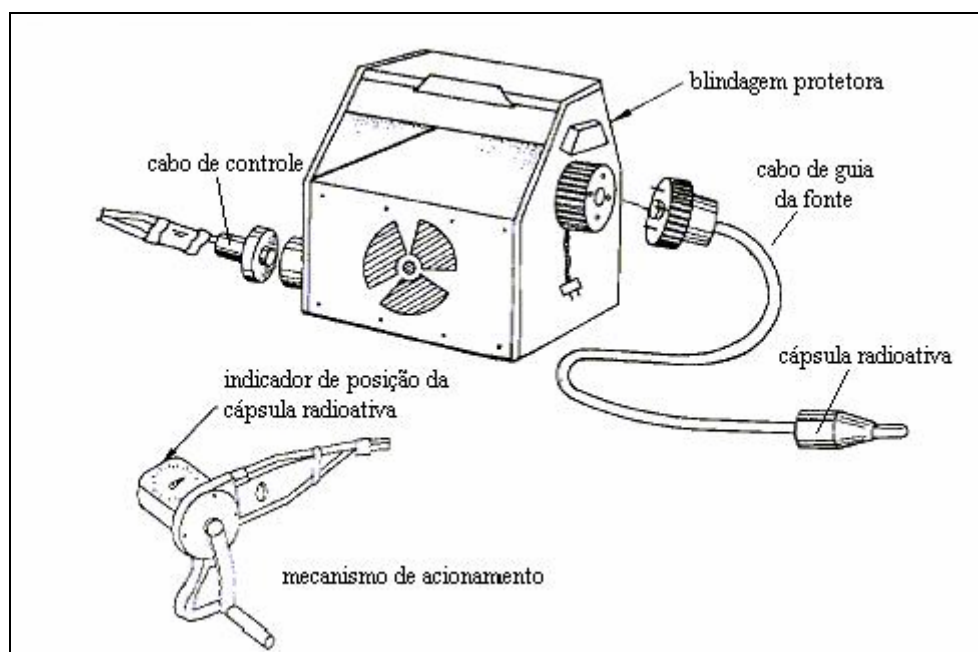


Figura II.30 – Ilustração de um irradiador de gamagrafia.

Os principais componentes de um irradiador para gamagrafia são: a blindagem, o mangote e os comandos.

A blindagem é responsável por absorver a radiação continuamente emitida pela fonte, mantendo a dose externa dentro dos limites aceitáveis. Geralmente são confeccionadas em chumbo ou urânio exaurido, com revestimento externo em aço inoxidável. O tamanho e peso de um irradiador irá depender da atividade e do tipo de fonte a ser utilizada.

O mangote é um tubo que conduzirá a fonte desde a sua blindagem, até o local exato da exposição.

Os comandos são responsáveis pelo acionamento e controle da fonte, levando a fonte da blindagem até o local da exposição através do mangote, e recolhendo-a de volta a blindagem após o término da exposição. Estes controles de exposição podem ser elétricos, pneumáticos e mais comumente, manuais. A figura II.31 ilustra os componentes de um irradiador, onde podemos observar o transito da fonte dentro da blindagem.

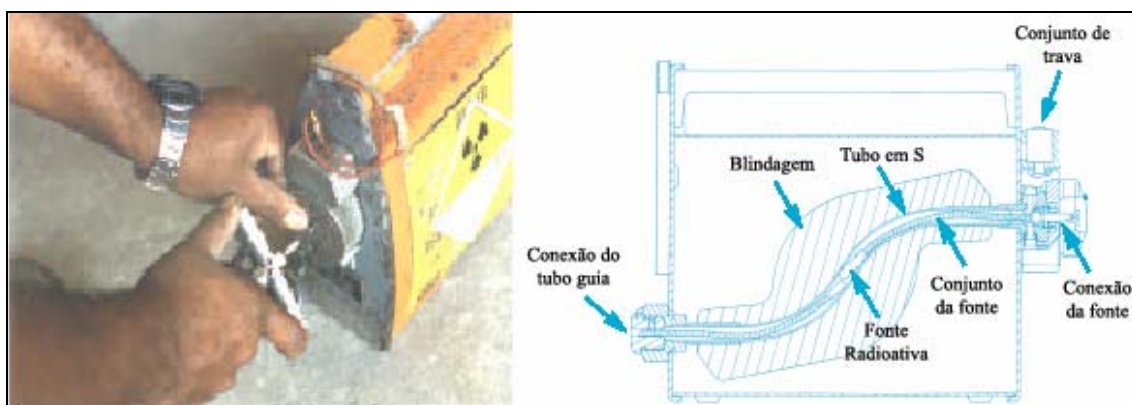


Figura II.31 – Principais componentes de um irradiador.

II.8 – TERMO FONTE

Nesta sessão apresentaremos as principais características de fontes emissoras de radiação utilizadas nas práticas radiográficas, como os equipamentos de raios X e os radioisótopos emissores de radiação γ .

II.8.1 – Fontes para Gamagrafia

A fonte utilizada em gamagrafia consiste em certa quantidade de um determinado isótopo encapsulada e lacrada em um invólucro metálico, denominado porta-fonte. Este se destina a impedir o contato entre o material radioativo e o meio externo, evitando assim qualquer tipo de contaminação. A figura II.32 mostra um típico porta fonte.

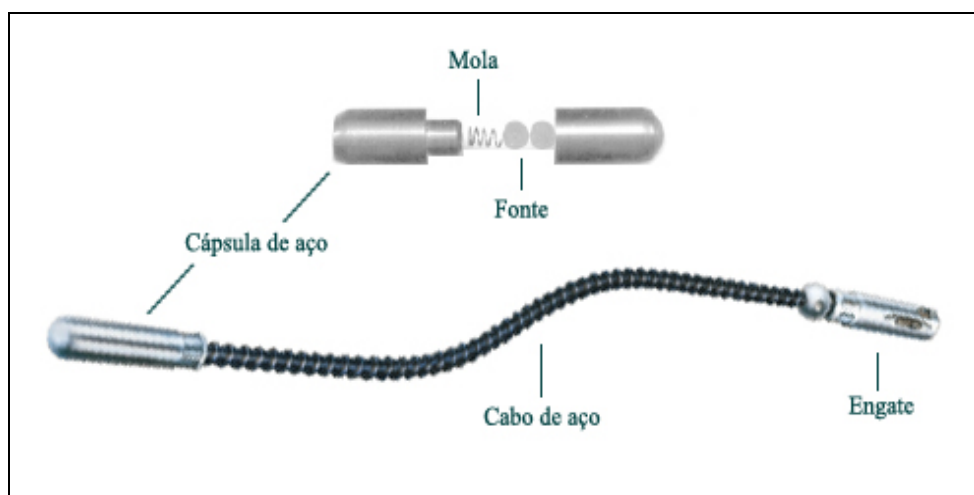


Figura II.32 – Dispositivo porta fonte.

Os isótopos mais utilizados atualmente para a gamagrafia industrial são o Cobalto-60, o Irídio-192, o Selênio-75, o Túlio-170 e o Ytérbio-169. A seguir faremos uma breve descrição de três dessas fontes e de suas aplicações na área industrial.

II.8.1.1 – Irídio-192

O Ir-192 é uma das principais fontes radioativas utilizadas atualmente na gamagrafia industrial devido ao seu alto poder de penetração (de 12,5 a 62,5 mm de aço). Sua produção se dá através das reações: $\text{Ir-191}(n,\gamma)\text{Ir-192}$ e $\text{Os-192}(d,2n)\text{Ir-192}$. Possui uma meia vida de 73,83 dias, decaindo por emissão β^- (95,13%) para níveis excitados da Pt-192 e por captura eletrônica (4,87%) para níveis excitados do Os-192. Na transição destes elementos para seus estados fundamentais, ocorre a emissão de radiação gama. A tabela II.1 apresenta as energias mais intensas do Ir^{192} e suas respectivas probabilidades de emissão.

Tabela II.1 – Energias e probabilidades de emissão de radiação gama do Ir-192

E_γ (keV)	I_γ (%)
205,796	3,300
295,958	28,67
308,457	30,00
316,508	82,81
468,072	47,83
484,578	3,184
588,585	4,515
604,415	8,23
612,466	5,309

A figura II.33 ilustra o esquema de decaimento e as principais transições energéticas de um isótopo de Ir¹⁹² e a figura II.34 mostra um espectro em energia típico da fonte de Ir¹⁹².

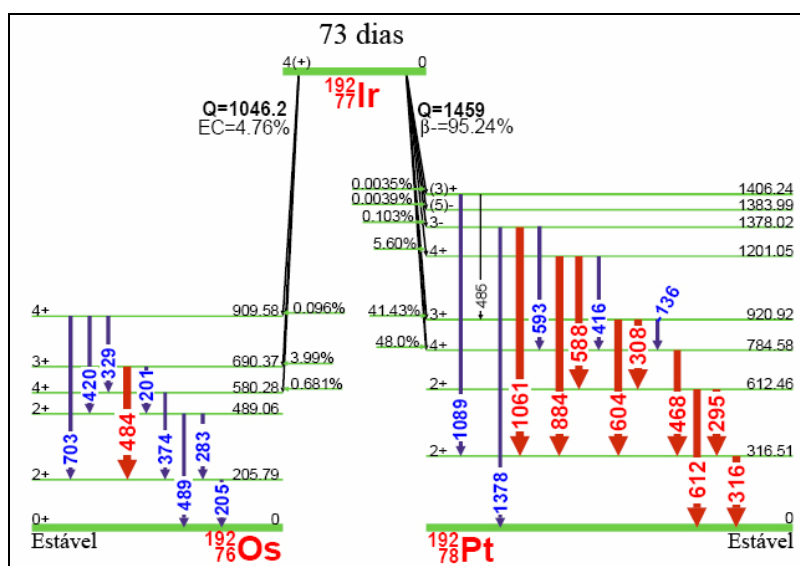


Figura II.33 – Esquema de decaimento do Ir¹⁹² (HELMER *et al.*, 1998).

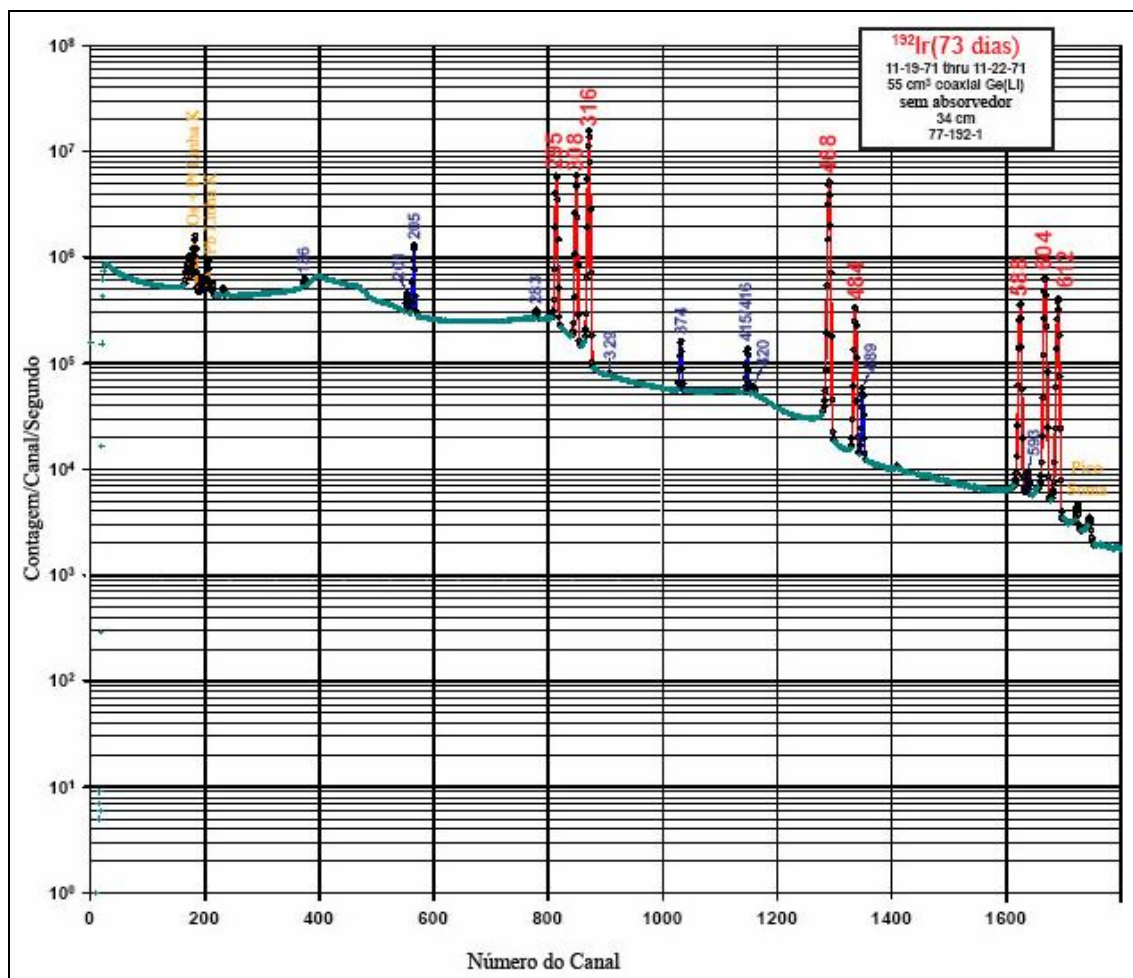


Figura II.34 – Espectro em energia do Ir¹⁹² (HELMER *et al.*, 1998).

II.8.1.2 – Selênio-75

O Se-75 vem sendo também bastante utilizado em gamagrafia industrial, pois devido a sua energia média (217 keV) ser menor em relação à energia média do Ir-192 (353 keV), proporciona um melhor contraste radiográfico dentro de sua faixa de penetração (de 5 a 30 mm de aço). Outra vantagem é de possuir uma meia vida de 119,79 dias, ocasionando um maior tempo de uso em relação ao Ir-192. Sua produção se dá através das seguintes reações: Se-74(n,γ)Se-75, As-75(d,2n)Se-75 e As-75(p,n)Se-75. O Se-75 se desintegra totalmente por captura eletrônica para níveis excitados e para o estado fundamental do As-75, ocorrendo a emissão da radiação gama na transição deste elemento para seu estado fundamental, como mostra a tabela II.2.

Tabela II.2 – Energias e probabilidades de emissão de radiação gama do Se-75

E_γ (keV)	I_γ (%)
66,052	1,112
96,734	3,420
121,116	17,2
136,000	58,3
198,606	1,48
264,658	58,90
279,542	24,99
303,924	1,316
400,657	11,47

A figura II.35 ilustra o esquema de decaimento e as principais transições energéticas de um isótopo de Se^{75} . Já a figura II.36 mostra um espectro em energia típico da fonte de Se^{75} .

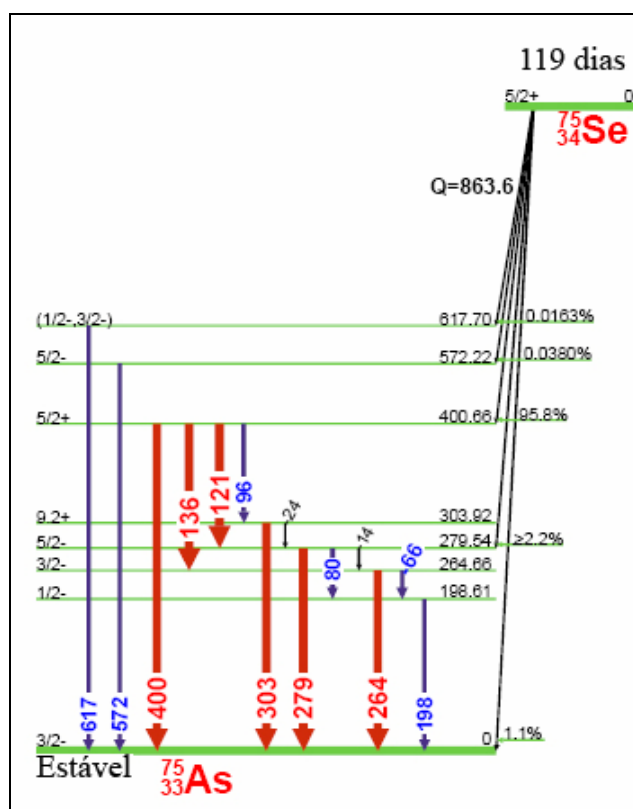


Figura II.35 – Esquema de decaimento do Se^{75} (HELMER *et al.*, 1998).

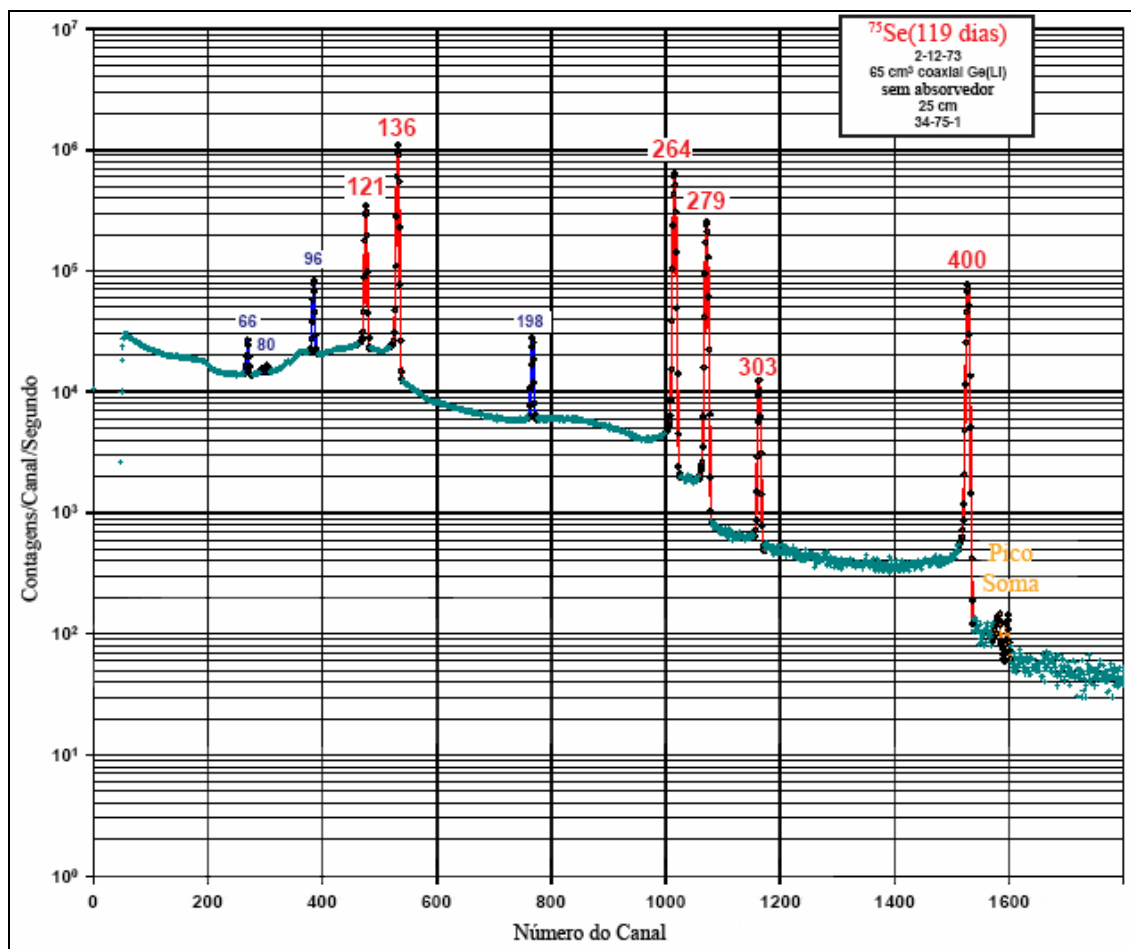


Figura II.36 – Espectro em energia do Se^{75} (HELMER *et al.*, 1998).

II.8.1.3 – Ytérbio-169

A fonte radioativa de Yb-169 é muito prática para inspecionar estruturas finas de aço, com até 15 mm de espessura. Devido a sua baixa energia média e pelo fato da fonte ser confeccionada com pequeno diâmetro (0,6 a 1,0 mm), é possível obter uma imagem radiográfica com grande resolução de falhas ou rachaduras em soldas, em espessuras onde não seria possível inspecionar com o Ir-192. Possui uma meia vida relativamente curta, de cerca de 32 dias, o que torna necessário a substituição da fonte em um curto espaço de tempo. Sua produção se dá através das seguintes reações: $\text{Yb-168}(n,\gamma)\text{Yb-169}$, $\text{Yb-169}(d,n)\text{Yb-169}$. O Yb-169 se desintegra completamente por captura eletrônica para níveis excitados do Tm-169, ocorrendo a emissão da radiação gama na transição deste elemento para seu estado fundamental, como mostra a tabela II.3.

Tabela II.3 – Energias e probabilidades de emissão de radiação gama do Yb-169

E_γ (keV)	I_γ (%)
63,121	44,2
93,615	2,61
109,780	17,47
118,190	1,869
130,524	11,31
177,214	22,16
197,958	35,8
261,079	1,715
307,738	10,05

A figura II.37 ilustra o esquema de decaimento e as principais transições energéticas de um isótopo de Yb¹⁶⁹.

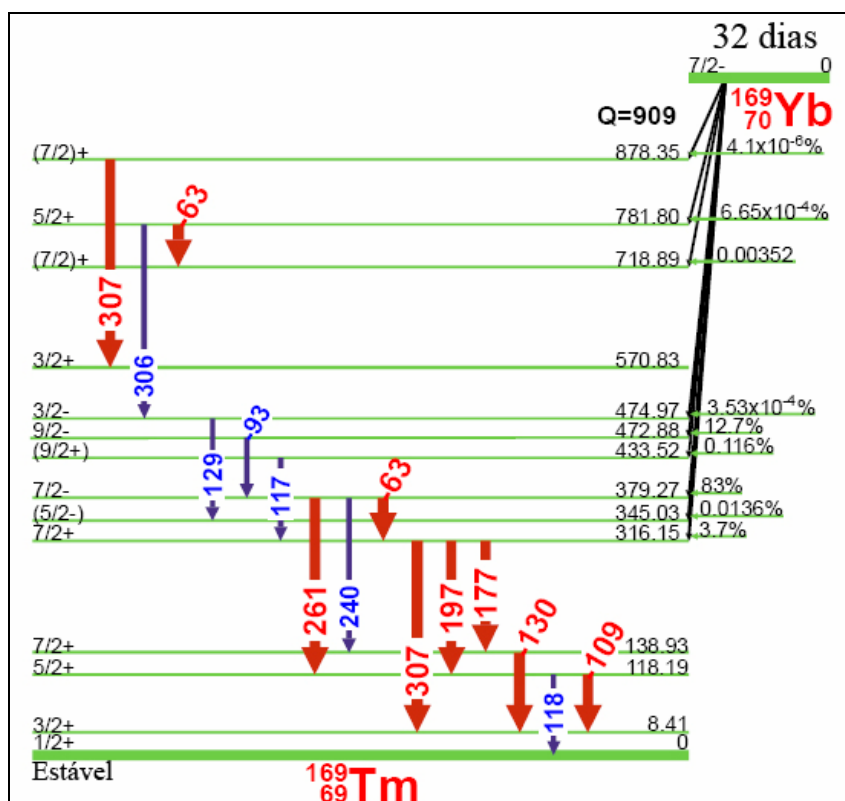


Figura II.37 – Esquema de decaimento do Yb¹⁶⁹ (HELMER *et al.*, 1998).

A figura II.38 mostra um espectro em energia típico da fonte de Yb¹⁶⁹.

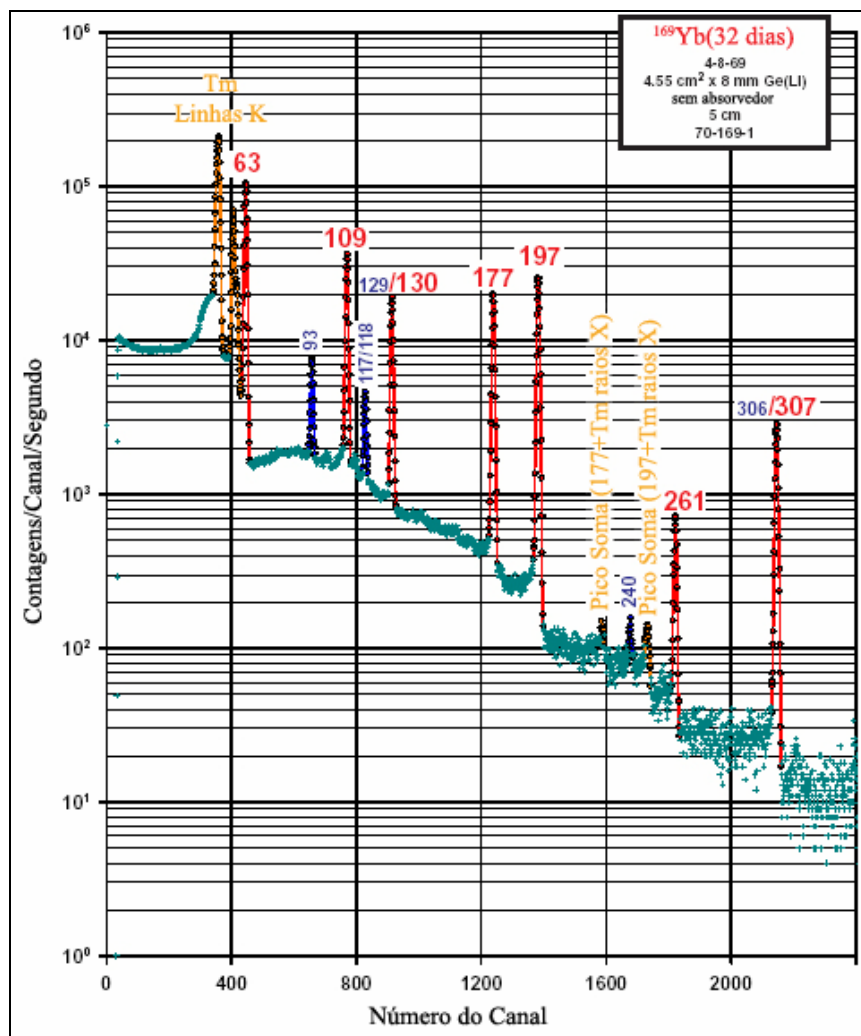


Figura II.38 – Espectro em energia do Yb^{169} (HELMER *et al.*, 1998).

II.8.2 – Equipamentos de Raios X

Os equipamentos de raios X são aparelhos que emitem radiação X quando energizados, segundo uma tensão e uma corrente estabelecida pelo usuário. Os aparelhos de raios X são classificados de acordo com a sua potência e com as aplicações para as quais são projetados. Para fins industriais, podem-se encontrar equipamentos que emitem raios X com energias variando entre 80 a 500 kV. Nesta sessão, serão apresentadas as principais características dos equipamentos de raios X, assim como seus principais componentes, que podem ser vistos na figura II.39.

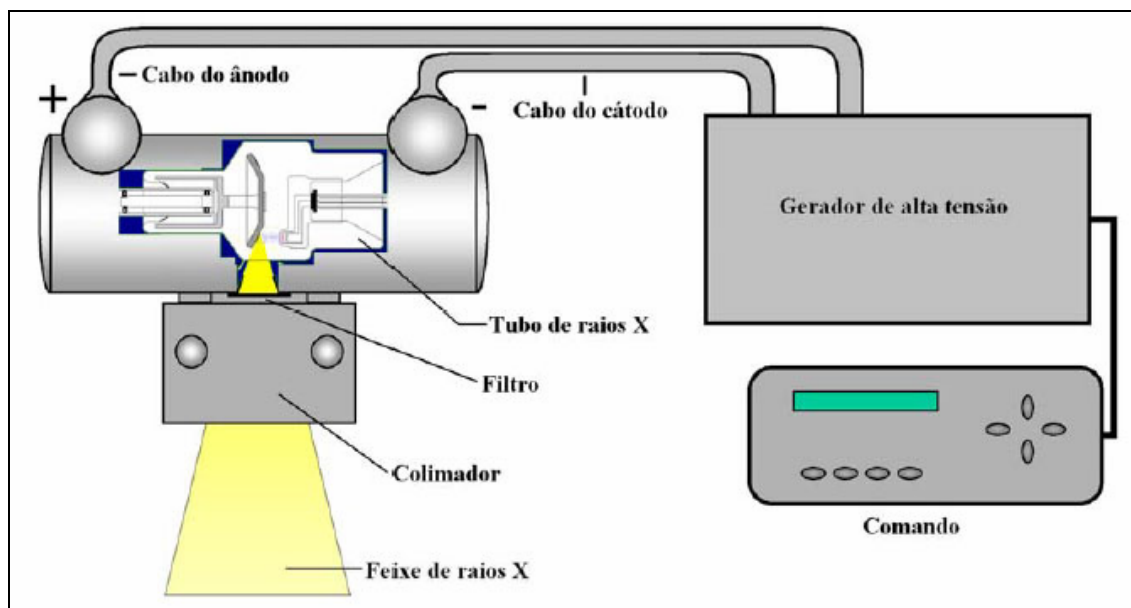


Figura II.39 – Esquema de um equipamento de raios X.

II.8.2.1 – Tubo de Raios X

Os raios X são gerados dentro de uma ampola especial de vidro. O tubo fica inserido dentro de um cabeçote, envolto num óleo especial. Este óleo serve como isolante eletrostático e como dissipador de calor da ampola. O cabeçote possui um revestimento de chumbo para blindar a radiação que não contribui diretamente na formação da imagem. No cabeçote há uma janela que permite a passagem do feixe de raios X. O tubo de raios X é basicamente composto por uma carcaça de vidro, o anodo e catodo (filamento). Na Figura II.40 podemos ver a ilustração de um tubo de raios X e seus principais componentes.

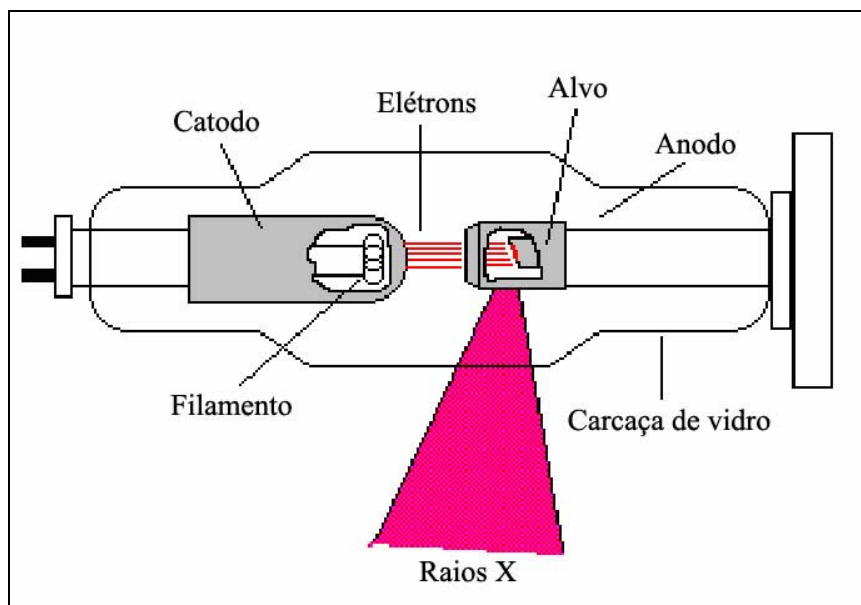


Figura II.40 – Ampola de raios X (ANDREUCCI, 2003).

II.8.2.1.1 – Carcaça de Vidro

A carcaça de vidro é a parte exterior do tubo de raios X, constituída de um vidro especial, o qual deve atender a uma série de requisitos, conforme a seguir:

- a) possuir boa resistência mecânica;
- b) possuir boa resistência a variação da temperatura;
- c) possuir boa vedação, para manter o alto vácuo;
- d) possuir bom isolamento de alta tensão;
- e) ter transparência à radiação X;
- f) ser quimicamente estável, de modo que a passagem da radiação X não modifique suas características;
- g) possibilitar solda com metais das conexões (catodo e ânodo).

O vidro que atende a estas características é do tipo PYREX. Sua composição é de 67 % de SiO_2 e 23 % de B_2O_3 . Este tipo de vidro permite a solda com o molibdênio e com uma liga de ferro, níquel e cobalto.

II.8.2.1.2 – Catodo

O catodo é o pólo negativo do tubo de raios X, sendo composto pelo filamento e pela capa focalizadora.

O filamento possui uma forma de espiral, geralmente de tungstênio, com 2 mm de diâmetro e com 1 cm a 2 cm de comprimento. Este é aquecido pela passagem de corrente elétrica de 3 a 6 A e a temperatura pode atingir a 3400°C. A alta temperatura do filamento proporciona o surgimento do efeito termiônico. O tungstênio é empregado geralmente devido à sua alta eficiência termiônica e ao seu alto ponto de fusão. Após a emissão termiônica, os elétrons permanecem na proximidade do filamento, criando uma carga espacial nesta região. Aplicando-se uma diferença de potencial entre o catodo e ânodo, ocorre o deslocamento dos elétrons que se encontram na carga espacial, em direção ao ânodo, criando um feixe de elétrons (corrente anódica). Este feixe tende a se dispersar devido à repulsão eletrostática entre os elétrons. Para evitar a dispersão, é adicionada uma capa focalizadora junto ao filamento. Esta é projetada num determinado formato, que quando carregada negativamente possibilita colimar o feixe de elétrons, por meio da força de repulsão. A eficiência da capa focalizadora depende do seu tamanho, da sua forma e da carga aplicada, além de depender da dimensão, da forma e do posicionamento do filamento no interior da própria capa focalizadora. Na figura II.41 podemos observar o filamento e a influência da capa focalizadora na colimação do feixe de elétrons.

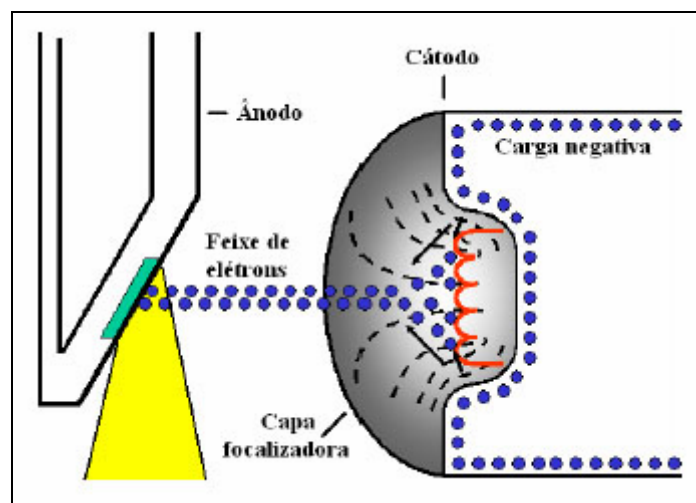


Figura II.41 – Ilustração do catodo e da capa focalizadora.

II.8.2.1.3 – Anodo

O anodo é o terminal positivo do tubo de raios X, podendo ser fixo ou rotatório. Este serve de suporte para o alvo. É feito de cobre para permitir a rápida dissipação de calor, pois quando os elétrons se chocam com o alvo, cerca de 99% de suas energias cinéticas são convertidas em calor.

O anodo fixo é utilizado em equipamentos de baixa potência, como os odontológicos e alguns transportáveis. Para os equipamentos de raios X que trabalham com média e alta potência é utilizado o anodo rotatório.

O anodo rotatório é formado por um disco que gira durante a exposição. O alvo se encontra na parte mais externa deste disco, formando uma trilha que possibilita dissipar o calor produzido numa maior área. Originalmente, o alvo era confeccionado de tungstênio. Atualmente, para aumentar a resistência da superfície contra a formação de pequenas fendas e buracos, é confeccionado com uma liga, geralmente composta de 90% de tungstênio e 10% de rênio. A escolha do tungstênio deve-se as seguintes razões:

- a) possui um alto número atômico, que implica em grande eficiência na produção de raios X e com maior energia;
- b) sua condutividade térmica é quase igual a do cobre, resultando em uma rápida dissipação do calor produzido;
- c) possui alto ponto de fusão (3370°C), enquanto que a temperatura durante o bombardeamento de elétrons gira em torno de 2000°C.

Na figura II.42 apresenta a ilustração dos dois tipos de anodos citados acima.

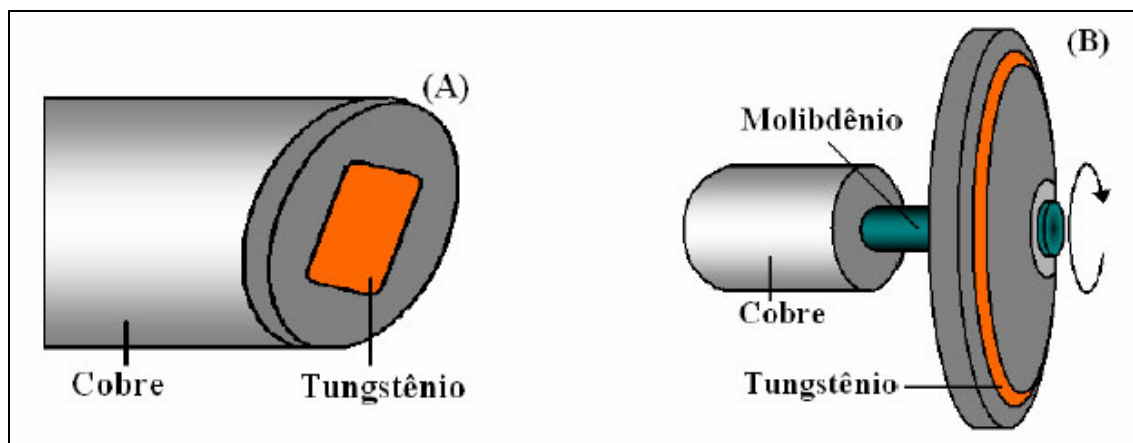


Figura II.42 – a) anodo fixo e b) anodo rotatório.

II.8.2.2 – Produção de Raios X

Quando a ampola de raios X é colocada em funcionamento, cria-se em torno do filamento uma nuvem eletrônica, que é acelerada em direção ao anodo quando aplicada uma diferença de potencial. Quando esses elétrons, são desacelerados repentinamente por meio de interação com os átomos do alvo, há uma transformação da energia cinética que foi ganha durante a aceleração em radiação eletromagnética (raios X). Dependendo do tipo de interação dos elétrons gerados com o alvo, os raios X podem ser produzidos de duas formas: frenamento e colisão.

II.8.2.2.1 – Espectro Contínuo

Neste processo, os elétrons são defletidos pela carga elétrica positiva localizada no núcleo dos átomos do alvo, devido a interação coulombiana. Sabe-se que uma partícula carregada livre emite radiação eletromagnética quando tem sua trajetória alterada. Este fenômeno é conhecido como *bremsstrahlung* ou radiação de freiamento. Aplicando o princípio de conservação de energia, teremos:

$$h\nu = k - k' \quad (\text{II.4})$$

onde

k é a energia cinética do elétron antes da interação;

k' é a energia cinética do elétron após a interação e

$h\nu$ é a energia do fóton emitido.

Logo, é possível observar que quanto maior a deflexão sofrida pelo elétron, maior será a energia do fóton de raios X emitido. Assim, os comprimentos de onda dos fótons emitidos podem variar de um máximo ($k \approx k'$) e um mínimo ($k' = 0$), originando um espectro de radiação contínua, como pode ser visto na figura II.43.

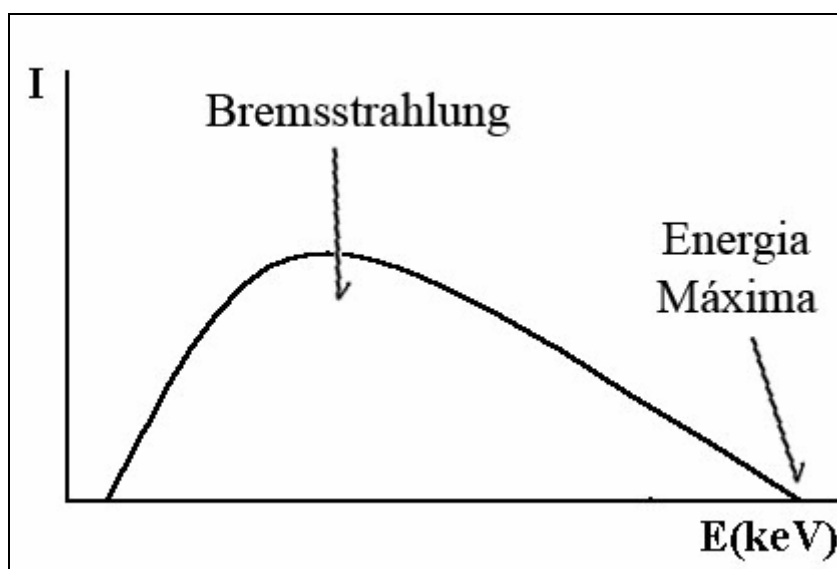


Figura II.43 – Espectro de radiação contínua.

II.8.2.2.2 – Espectro Característico

Este processo ocorre quando um elétron energético interage com o átomo do alvo e arranca um de seus elétrons mais internos (por exemplo: do nível K). Conseqüentemente este nível fica com uma vacância. Então, um dos elétrons mais externos se move para preencher essa vaga, emitindo nessa transição um fóton de raios X. Esse fóton é conhecido como raios X característicos e são geralmente devido às transições orbitais entre as camadas K, L e M. Quando o elétron que preenche o buraco vem do nível energético L, temos a linha K_{α} . Quando vem do nível M, temos a linha K_{β} .

O espectro final da radiação é o conjunto da radiação contínua (bremsstrahlung) e de raios X característicos, como pode ser visto na figura II.44.

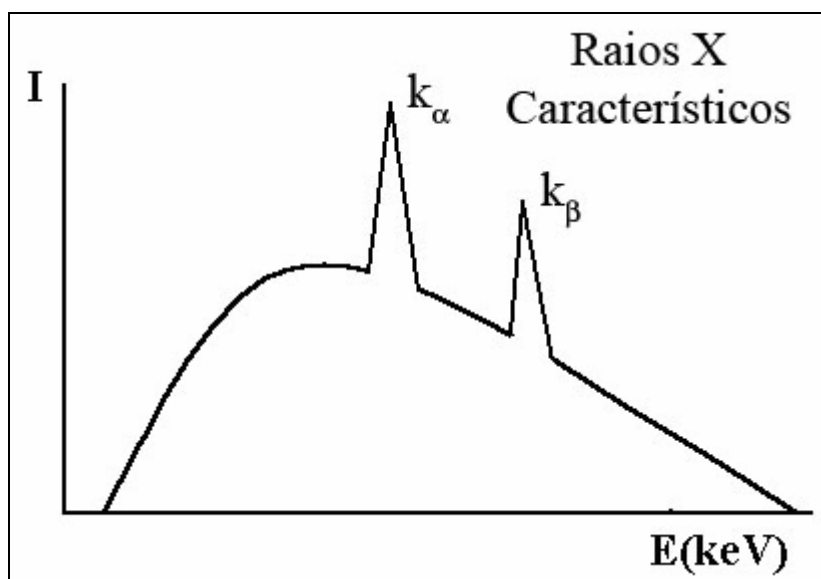


Figura II.44 – Espectro de radiação contínua com os picos característicos.

CAPÍTULO III

MATERIAIS E MÉTODOS

Neste capítulo será apresentada a metodologia e os equipamentos utilizados para a elaboração deste estudo, tomando como base os fundamentos teóricos apresentados no capítulo anterior.

III.1 – SISTEMAS DE RADIOGRAFIA COMPUTADORIZADA

Neste estudo, foram avaliados, com relação à qualidade de imagem, dois sistemas de radiografia computadorizada existentes no mercado e sete tipos diferentes de *image plates*. Para realizar os ensaios radiográficos com os corpos de prova, foi utilizado um terceiro sistema de radiografia computadorizada. Todos os sistemas são compostos de um *scanner* de placas de fósforo e uma *workstation* com monitor de alta resolução. Porém, algumas diferenças podem ser apontadas, principalmente com relação ao programa de processamento de imagem.

III.1.1 – Kodak ACR-2000i

Este sistema consiste de uma unidade leitora de *image plate*, com o apagador integrado, permitindo que após cada leitura, o *image plate* seja apagado, estando pronto para uma nova exposição. O sistema comporta placas de fósforo de diversos tamanhos, com um máximo estabelecido em 14" x 17". Para isso, não utiliza nenhum tipo de chassi, sendo o *image plate* introduzido diretamente na unidade de leitura. Portanto, o aparelho deve ser utilizado em um local em que não haja luz excessiva. Por ser um sistema relativamente pequeno e leve, pode ser considerado um sistema portátil, o que facilita trabalhos de campo. Esta unidade utiliza 12 bits para a codificação e tem um tamanho focal do laser na ordem de 85 µm. A figura III.1 mostra a unidade de leitura do ACR-2000i.

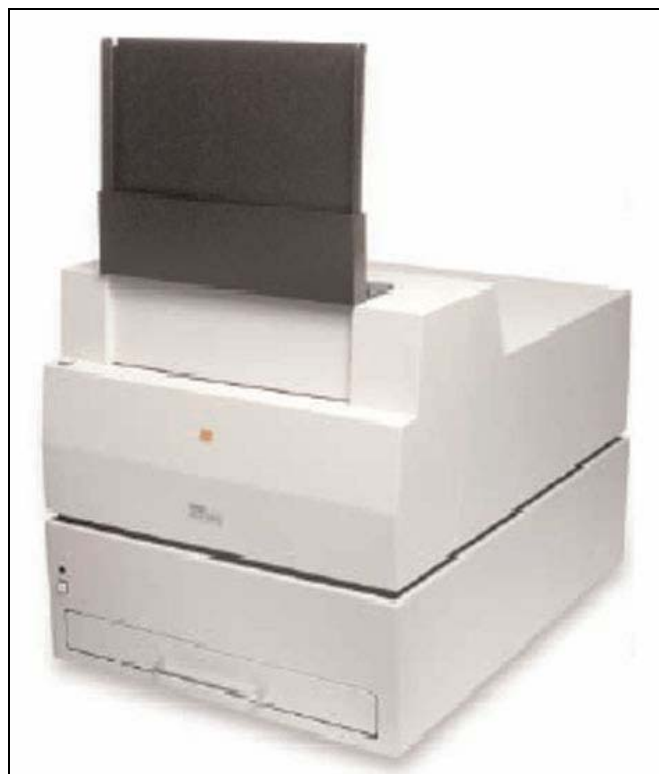


Figura III.1 – *Scanner de image plate* Kodak

Este sistema possui também um computador pessoal fabricado pela DELL, com processador Pentium 4, leitor/gravador de DVD integrado, entrada para cabo de rede, e monitor de alta resolução, utilizando como sistema operacional o Windows XP. Para visualização e processamento das imagens, a Kodak fornece o programa computacional KODAK INDUSTREX *Digital Viewing Software*. Este programa gera uma imagem com extensão própria (.idx), visualizada somente no próprio programa. Porém, é possível exportar a imagem em diversos formatos (.jpg, .tif, .bmp e outros), para posterior visualização e manipulação em programas usuais de imagem. É possível ainda exportar a imagem em formato DICOM, não perdendo nenhuma informação original e podendo ser visualizada e processada em qualquer programa que leia o formato .dcm. Além disso, o programa possui várias ferramentas de processamento de imagem, como:

- a) possibilidade de se variar a faixa de densidade da imagem, permitindo a manipulação de brilho e contraste da imagem, possibilitando a visualização de uma imagem com baixa exposição;
- b) possibilidade de magnificar áreas da imagem sem perda significativa de resolução, permitindo a identificação e análise de detalhes mínimos da imagem;

- c) possibilidade de realizar medidas de comprimento, densidade, espessura, ângulo etc, desde que a imagem esteja calibrada a partir de um padrão, com margem de erro bem pequena;
- d) possibilidade de fazer anotações diretamente na imagem;
- e) possui uma gama de filtros para processamento da imagem;
- f) possui ferramentas de análise de dados como perfil de linha (não exportando os dados), ROI e a possibilidade de medir diretamente da relação sinal ruído na imagem.

Todas as imagens obtidas com este programa recebem no canto inferior esquerdo uma marca escrita “ORIGINAL”. Estas imagens são inalteráveis. Todas as modificações citadas acima podem ser salvas com outro nome, e estas não possuirão mais a marca “ORIGINAL”.

Uma das vantagens mais significantes e de grande influência na qualidade da imagem é a possibilidade de realizar a varredura do *image plate* com resoluções diferentes. As variações de resolução podem ser realizadas em *pixel*/polegada ou *pixel*/linha. Esta última modalidade de leitura influi diretamente no tamanho do *pixel* da imagem. Podemos observar isso quando a varredura é realizada em placas de fósforo de tamanho diferentes. Por exemplo: um *image plate* de dimensões 43 cm x 35 cm, quando realizada a varredura com 4096 *pixel*/linha, gera uma imagem com tamanho de *pixel* de cerca de 86 μm . Já uma placa de dimensões 12,5 cm x 19,2 cm, quando feita a varredura com a mesma resolução, gera uma imagem com tamanho de *pixel* de cerca de 38 μm . Isso ocorre devido ao tamanho da linha ser variável, porém a quantidade de *pixels* em cada linha é sempre a mesma. A figura III.2 mostra a *workstation* do sistema de radiografia computadorizada Kodak.



Figura III.2 – *Workstation* do sistema Kodak.

III.1.2 – GE CR100

Este sistema possui as mesmas especificações que o da Kodak, com relação à unidade de leitura de *image plate*. As diferenças entre eles está, como já dito anteriormente, na *workstation* e nas ferramentas do programa de aquisição e processamento das imagens. Na figura III.3, pode-se ver a unidade de leitura do *image plate* do sistema GE CR100.



Figura III.3 – *Scanner* de *image plate* GE CR100.

A *workstation* é composta de um computador pessoal fabricado pela DELL, com processador Pentium 4, leitor/gravador de DVD integrado, entrada para cabo de rede, e monitor de alta resolução, utilizando como sistema operacional o Windows XP.

Juntamente com a *workstation*, a GE fornece dois programas, denominados *Rhythm Acquire* e *Rhythm Review*. O primeiro, responsável pela aquisição das imagens, fornece um arquivo em extensão .dcm, porém este só pode ser visualizado no programa *Rhythm Review*. Para a utilização em outros programas de imagem, o arquivo pode ser exportado em outros formatos, como tif ou jpeg, entre outros. Este segundo programa é responsável pela visualização e processamento das imagens obtidas, possuindo para isso várias ferramentas, bastante semelhantes às citadas anteriormente no sistema da Kodak. Possui ainda algumas ferramentas específicas para utilização em ensaios não destrutivos, como medidas de espessura de parede, medidas de profundidade etc.

Uma das diferenças mais importantes está na questão da amostragem. Diferentemente do sistema ACR 2000i da Kodak, este gera imagens com um tamanho de *pixel* fixo em 100µm, não importando o tamanho do *image plate* utilizado.

III.1.3 – GE CR Tower

Este sistema consiste num equipamento fabricado pela GE, modelo CR Tower, e é composto por uma unidade de leitura dos *image plates*, uma *workstation*, os programas e os chassis para os *image plates*. Este sistema utiliza os mesmos programas que o sistema GE CR100 para a aquisição e processamento das imagens. A grande diferença está no leitor de *image plate*.

Este leitor consiste num sistema completamente automatizado, onde cassetes de 8"x10" e 14"x17" contendo os *image plates* são colocados, sendo eliminada a manipulação dos *image plates* pelo usuário. Dentro da unidade de leitura, o cassete é aberto e o *image plate* é retirado, iniciando a varredura. Após o este processo, o mesmo é apagado, colocado novamente dentro do cassete e devolvido ao usuário pronto para a reutilização. Esta unidade utiliza 16 bits para codificação e tem um tamanho focal do laser na ordem de 85 µm. A figura III.4 apresenta a foto do sistema GE CR Tower.



Figura III.4 – Scanner de *image plate* GE CR Tower.

Os chassis são desenvolvidos especialmente para o uso em ensaios não destrutivos, possuindo filtros de chumbo de 125 μm para evitar a radiação espalhada. Usa também uma camada magnética para garantir uma pressão uniforme sobre todo o *image plate* durante a exposição. Na figura III.5 pode ser vista a foto do chassi.



Figura III.5 – Chassi de 8"x10".

III.2 – IMAGE PLATES

Como mencionado anteriormente, neste estudo foram utilizados sete tipos diferentes de *image plates*, de diversos fabricantes. A tabela III.1 mostra as placas de fósforo utilizadas para avaliação da qualidade de imagem dos sistemas e seus respectivos fabricantes e dimensões.

Tabela III.1 – *Image plates* utilizados.

Nome do <i>image plate</i>	Fabricante	Dimensões (cm)
Perkin Super Resolution	Perkin Elmer	12,5 x 19,2
Perkin Super Sensitive	Perkin Elmer	12,5 x 19,2
Perkin Multi Purpose	Perkin Elmer	12,5 x 19,2
Kodak Standard	Kodak	10 x 43
Kodak High Resolution	Kodak	35 x 43
Fuji Standard	Fuji	12,5 x 19,2
GE IPS	GE	35 x 43

Para a execução das radiografias com os corpos de prova, foi utilizado apenas o *image plate* GE IPS, porém com dimensões de 35 cm x 43 cm.

III.3 – RESOLUÇÃO ESPACIAL DOS SISTEMAS

Para o levantamento da resolução espacial, foi utilizado um indicador de qualidade de imagem (IQI) de fio duplo, de acordo com a Norma Européia EN 462-5.

O IQI de fio duplo consiste em uma barra fabricada em plástico, onde treze pares de fios metálicos são colocados conforme na figura III.6. Os pares de fios correspondentes aos números 1D à 3D são fabricados em tungstênio, os outros são fabricados em platina, e as dimensões devem corresponder ao especificado na norma. O espaçamento entre os fios é igual ao diâmetro do mesmo. A tabela III.2 mostra a numeração dos elementos, a desfocagem geométrica correspondente (2d), o espaçamento entre os fios (d), a tolerância permitida e o correspondente em pares de linha por milímetro (pl/mm).

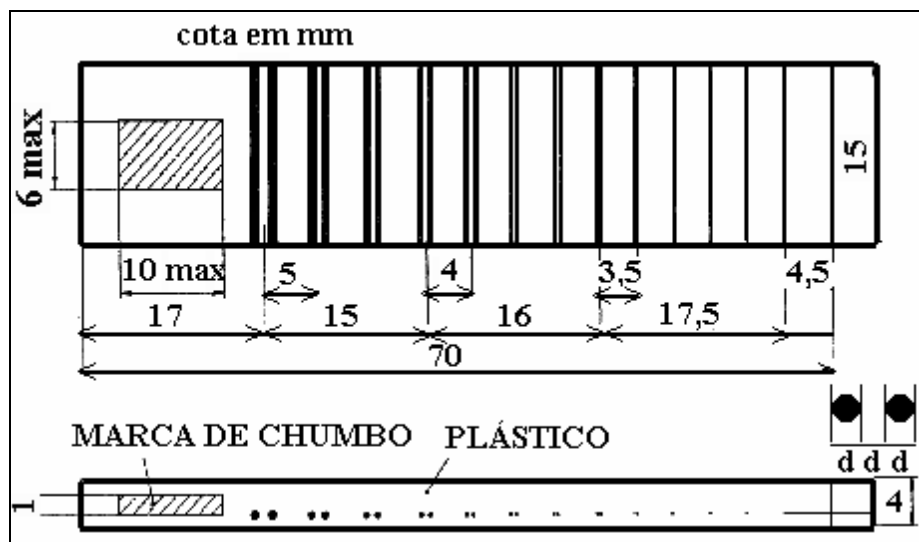


Figura III.6 – Indicador de qualidade de fio duplo.

Tabela III.2 – Parâmetros do Indicador de Qualidade de Imagem.

Elemento	Desfocagem Geométrica	Diâmetro do fio (mm)	Tolerância	Pl/mm
13D	0,10	0,050	$\pm 0,005$	10,000
12D	0,13	0,063		7,936
11D	0,16	0,080		6,250
10D	0,20	0,100		5,000
9D	0,26	0,130		3,846
8D	0,32	0,160	$\pm 0,01$	3,125
7D	0,40	0,200		2,500
6D	0,50	0,250		2,000
5D	0,64	0,320		1,563
4D	0,80	0,400		1,250
3D	1,00	0,500	$\pm 0,02$	1,000
2D	1,26	0,630		0,794
1D	1,60	0,800		0,625

O IQI de fio duplo foi posicionado diretamente no cassete com o *image plate*, sem écran de chumbo, orientado a 5° da paralela e da perpendicular em relação à direção da varredura do feixe de laser. Para isso são necessárias duas exposições para cada *image plate*. A tensão utilizada foi de 40 kV, com uma corrente de 1 mA e com um

tempo de exposição de 5 segundos, estando o tubo de raios X posicionado a 1 metro de distância do *image plate*.

Antes de se obter a resolução espacial do sistema, necessita-se da obtenção da curva de MTF. A partir da imagem do IQI é levantado o seu perfil de linha. Na figura III.7 pode ser visto o perfil de linha mencionado.

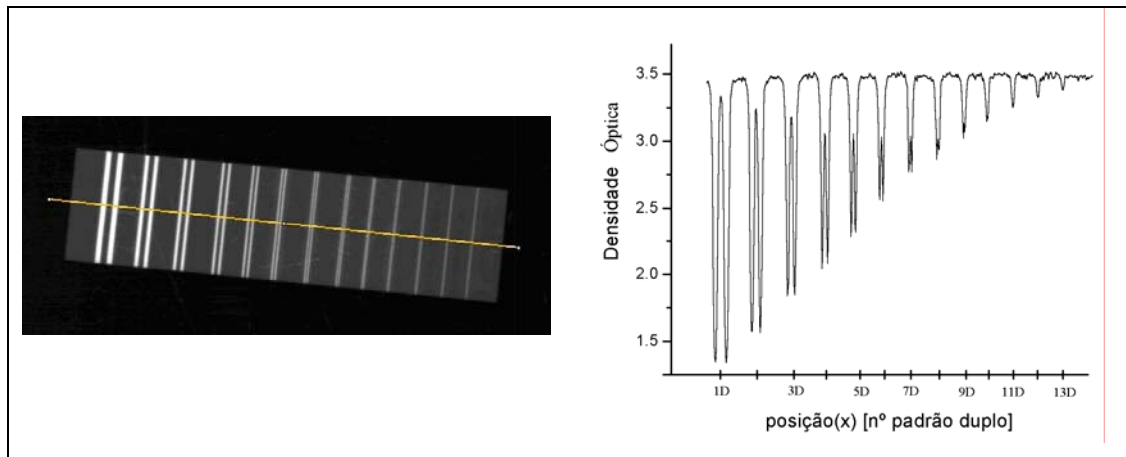


Figura III.7 – Gráfico do perfil de linha.

O primeiro par de fios não resolvido é determinado quando a diferença entre os valores de máximo e mínimo de intensidade é menor do que 20% de sua intensidade máxima, conforme a figura III.8, sendo este o limite de discernibilidade do sistema.

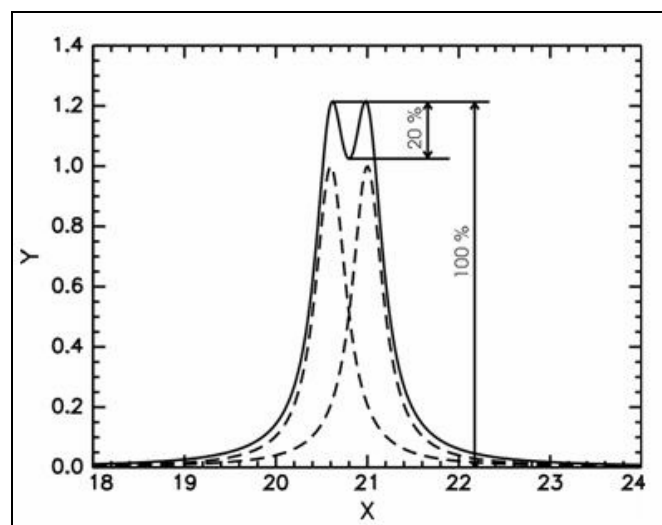


Figura III.8 – Perfil de linha de um par de fios mostrando a diferença de pelo menos 20% dos valores de máximo e mínimo de intensidade entre os dois fios.

Com base no perfil de linha, faz-se uma leitura dos valores dos máximos e mínimos de intensidade correspondente a cada par de fios. Como a curva de MTF é uma curva normalizada, utiliza-se a variação do primeiro pulso para a normalização. Dessa forma o primeiro par de fios corresponde a 1 (100%) e os outros serão menores que um, uma vez que, com o aumento da frequência fica mais difícil se identificar a separação entre os pares de fios. Então, com os valores normalizados correspondentes a cada par de fios, é plotado uma curva do número do par de fio (pl/mm) em função da MTF. Na figura III.9, pode ser visto uma curva de MTF.

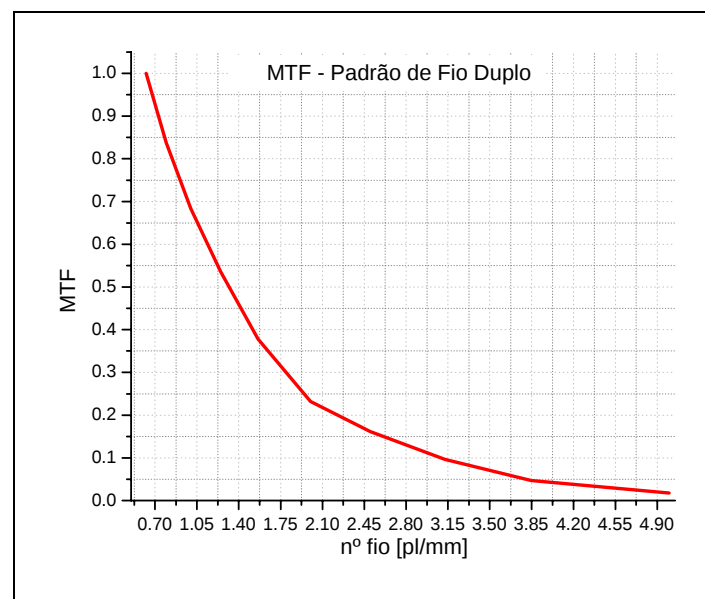


Figura III.9 – Curva de MTF.

A partir da curva de MTF é lido o correspondente em pares de linhas por milímetro para uma MTF de 0,2 (20%). Então, o valor obtido é finalmente utilizado na equação III.1, obtendo assim o valor da resolução espacial do sistema.

$$SR = 1/(2 \times MTF_{20\%}) \quad (III.1)$$

III.4 – RELAÇÃO SINAL-RUÍDO (SNR)

O ruído são variações aleatórias de intensidade no sinal da imagem, que contribuem para redução de visualização de detalhes, especialmente de objetos pequenos e de baixo contraste. O ruído da imagem possui diversas origens. A própria

maneira aleatória que os fótons de radiação são distribuídos no processo de formação da imagem é uma fonte de ruído, denominado ruído quântico.

Outras fontes de ruído se originam no processo de aquisição da imagem, tais como o ruído eletrônico. O ruído em um sistema eletrônico ou digital é qualquer sinal indesejado que interfere na detecção ou processamento do sinal desejado. Este ruído degrada a performance do sistema, então é importante determinar a razão entre o sinal desejado e o indesejado, ou a relação sinal-ruído. Quanto maior for a relação sinal ruído, maior qualidade de visualização de detalhes a imagem apresentará.

Em uma imagem digital, a relação sinal-ruído pode ser calculada através razão entre a media de certa região da imagem e seu respectivo desvio padrão, obtidos através dos programas de processamento de imagem. A razão sinal ruído é calculada pela equação III.2.

$$SNR = \frac{S}{\sigma} \quad (III.2)$$

onde,

$$S = \frac{1}{ixj} \sum_{i,j} X_{i,j} = \bar{X} \quad (III.3)$$

$$\sigma = \sqrt{\frac{(X_{i,j} - \bar{X})^2}{(ixj) - 1}} \quad (III.4)$$

onde i e j são respectivamente o número de linhas e colunas da área utilizada para determinar a SNR, e $X_{i,j}$ são os valores de intensidade ou densidade óptica de cada *pixel*.

Para a determinação da relação sinal-ruído foi utilizado os mesmos parâmetros usados no cálculo da resolução espacial. Utilizando o programa de processamento de imagem, foram marcadas regiões de interesse (ROIs) de 20 x 55 *pixels*, perpendicular e

paralelo a direção da varredura do laser, em duas áreas diferentes da imagem, conforme a figura III.10. Obtendo os valores para cada *imge plate* e sistema foi possível obter uma comparação entre a relação sinal-ruído de cada um.

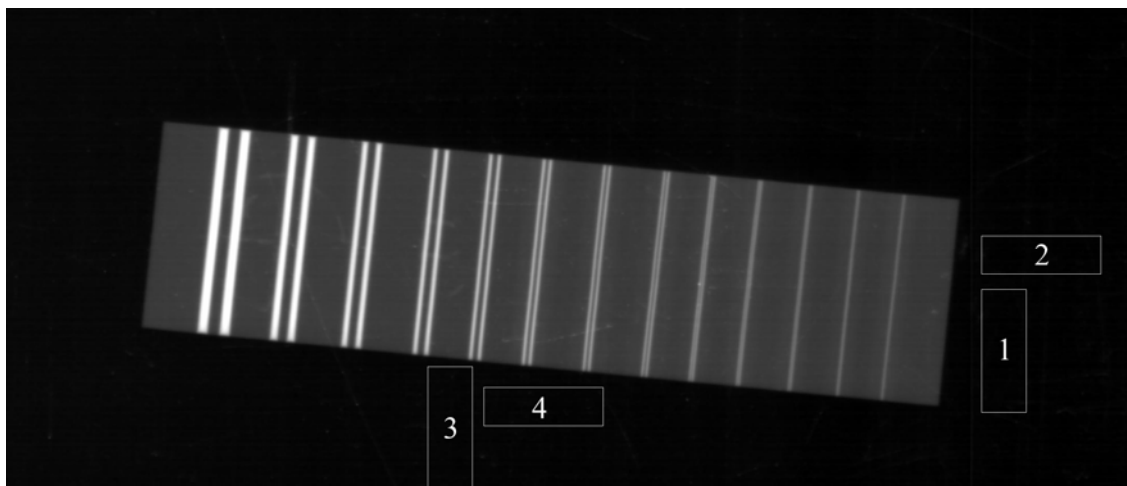


Figura III.10 – Posicionamento dos ROIs na imagem.

III.5 – ANÁLISE ESPECTRAL DE FONTES DE RADIAÇÃO GAMA

Com o intuito de observar a distribuição de energia de radioisótopos comumente utilizados em gamagrafia industrial, foram obtidos os espectros em energia de três das principais fontes radioativas, Irídio-192, Selênio-75 e Ytérbio-169. Os espectros da fonte de Irídio-192 foram obtidos no Laboratório de Instrumentação Nuclear utilizando um detector de HPGe fabricado pela Ortec (USA), com tensão de operação positiva ajustada em 1500 V, acoplado a uma eletrônica e um analisador multicanal também da Ortec. A distância entre a fonte e o detector foi mantida fixa em 1,7 metros e o tempo de contagem para cada medida foi de 100 segundos. A figura III.11 mostra um exemplo de espectro obtido com esta instrumentação.

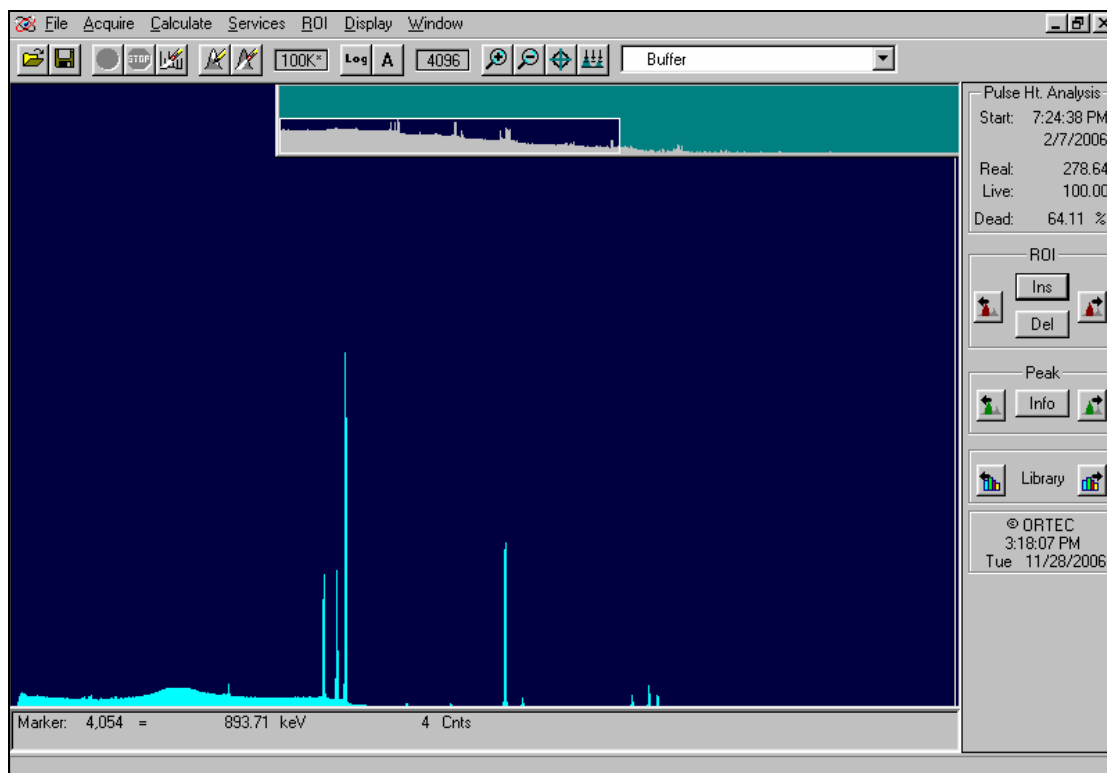


Figura III.11 – Espectro obtido com a instrumentação Ortec.

Os espectros das fontes de Selênio-75 e Ytérbio-169 foram obtidos na empresa ARCTEST, utilizando fontes de baixa atividade. A instrumentação utilizada é de fabricação da Amptek, sendo um detector CdTe XR-100T e um analisador multicanal portátil. Por causa da baixa atividade das fontes e da menor eficiência do detector, as medidas foram executadas com 600 e 500 segundos, respectivamente, com uma distância fonte-detector de 10 cm. Na figura III.12 pode-se ver um espectro obtido com este sistema.

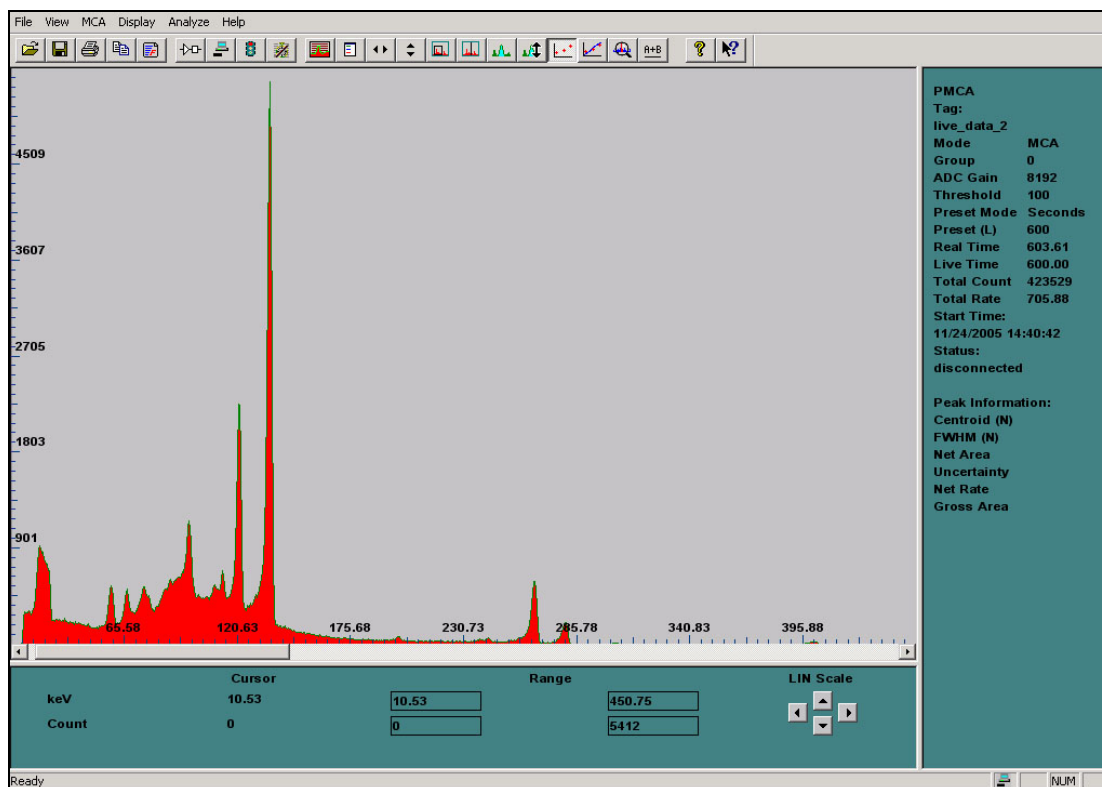


Figura III.12 – Espectro obtido com a instrumentação Amptek.

III.6 – AVALIAÇÃO DOS FILTROS ABSORVEDORES

Uma prática muito comum na radiografia industrial é a utilização de filtros absorvedores, usada para reduzir a radiação de baixa energia e controlar a radiação dispersa que pode prejudicar a qualidade da imagem. Para avaliar a influência destes filtros no espectro das fontes em questão, utilizou-se o mesmo arranjo experimental, apenas inserindo os absorvedores gradualmente entre a fonte e o detector. Os materiais avaliados foram o alumínio, o cobre e o chumbo, com espessuras variando entre 2 e 10 cm.

Obtiveram-se através de simulação, os coeficientes de atenuação total destes materiais utilizando o programa XCOM. Este programa, disponível em versão *online* e para DOS, nos permite observar os coeficientes de atenuação de vários materiais ou compostos, levando em consideração os diversos tipos de interação da radiação eletromagnética com a matéria e a energia a ser utilizada. Para fazer a comparação com o método experimental, utilizou-se o coeficiente de atenuação total, que leva em consideração todos os efeitos juntos. Determinando o material e as energias, o

programa fornece o coeficiente de atenuação total, em cm^2/g , para cada variável. Assim, utilizando a equação III.5, pôde-se determinar, através das duas técnicas, a razão entre a intensidade da radiação inicial e a intensidade que atravessa uma espessura x do absorvedor e chega ao detector.

$$I = I_0 \cdot \exp(-\mu x) \quad (\text{III.5})$$

onde μ é coeficiente de atenuação linear, determinado pelo produto entre o coeficiente de atenuação total (específico para cada energia) e a densidade do material,.

Com os resultados obtidos, foi possível observar o decréscimo da intensidade da radiação em função da espessura para as energias mais intensas das três fontes, estabelecendo ainda uma comparação entre a simulação e o método experimental.

III.7 – ENSAIO RADIOGRÁFICO DOS CORPOS DE PROVA

III.7.1 – Corpos de Prova

Para a execução deste trabalho foram utilizados dois corpos de prova, que chamaremos de amostra 1 e amostra 2. A amostra 1 consiste em um tubo aço com 20” de diâmetro e espessura de parede de 9,5 mm. Esta amostra possui alvéolos de corrosão entalhados em sua parede, sendo três na parte interna e três na parte externa. A figura III.13 mostra os defeitos internos e externos, assim como o croqui do corpo de prova.

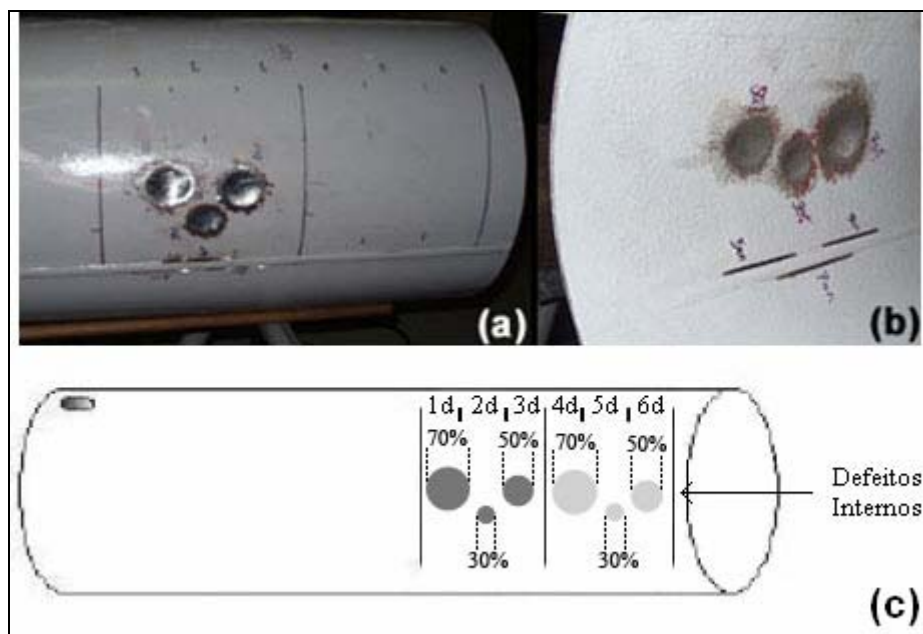


Figura III.13 – Defeitos e croqui da amostra 1.

A amostra 2 consiste em um tubo de aço com 10" de diâmetro e espessura de parede de 22,5 mm. Nesta amostra foi criada uma trinca de fadiga junto ao seu cordão de solda, com comprimento de 158 mm. A figura III.14 mostra o corpo de prova em questão.



Figura III.14 – Amostra 2.

III.7.2 – Fonte Utilizada

Para a execução das radiografias dos corpos de prova, foi utilizado um isótopo de Ir-192, sendo três pastilhas de 3 mm de diâmetro acondicionadas dentro de um invólucro cilíndrico de aço inox. O irradiador possui uma blindagem de urânio

exaurido, onde a fonte fica acondicionada quando não estiver sendo utilizada. O acionamento é realizado por um comando eletrônico, que quando ligado, posiciona a fonte para fora da blindagem para que possa ser realizada a radiografia. Ao término do tempo de exposição, cessa o pulso elétrico e a fonte é recolhida automaticamente para dentro da blindagem. Na figura III.15 pode-se ver um corte longitudinal do irradiador, onde está indicado as duas posições possíveis da fonte: exposta ou recolhida.

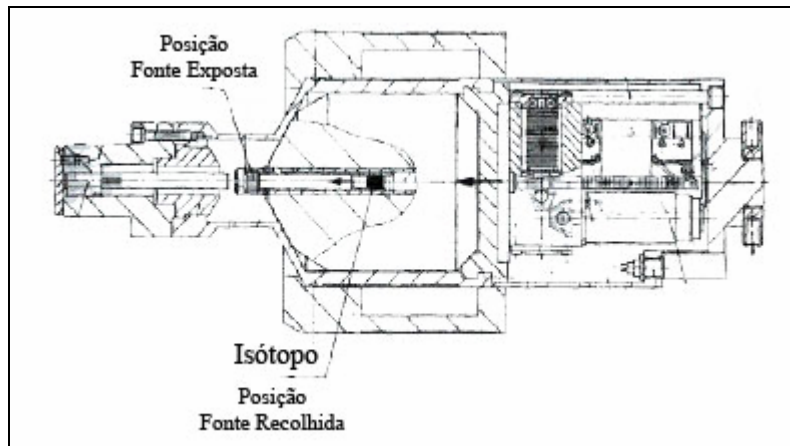


Figura III.15 – Corte longitudinal do irradiador.

Como o irradiador não possui colimadores e, quando a fonte está na posição exposta, emite radiação numa geometria 4π , foram confeccionados colimadores de chumbo para direcionar o feixe e reduzir a radiação espalhada. Na figura III.16 pode ser visto o irradiador e o colimador supracitado.

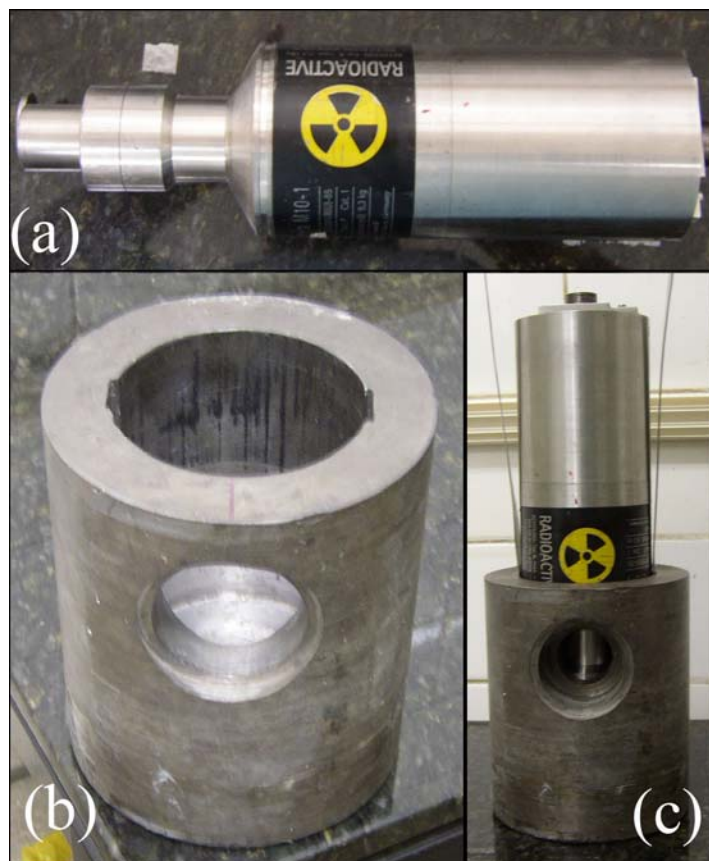


Figura III.16 – a) irradiador; b) colimador; c) irradiador com colimador

III.7.3 – Condições de Ensaio

As radiografias dos corpos de prova foram executadas utilizando a técnica de Parede Dupla Vista Simples (PDVS), com o irradiador posicionado junto à parede oposta da qual se encontrava o defeito, onde foi posicionado o *image plate*. Nesta técnica não há nenhum tipo de magnificação do defeito, porém a fonte deve ter energia suficiente para atravessar as duas paredes do tubo e formar a imagem.

Para simular as condições submarinas, foram criadas quatro situações para o ensaio: com o tubo vazio, com e sem simulação de revestimento e com o tubo com água, com e sem as mesmas simulações. Para simular o revestimento do irradiador foi utilizado uma placa de aço com 3 mm de espessura. Para aproximar ainda mais os testes de uma situação real, foi colocada na janela do colimador do irradiador um recipiente com água, simulando a presença de água entre o local da saída da radiação e a parede do tubo. A figura III.17 ilustra esquematicamente as quatro condições de ensaio deste trabalho.

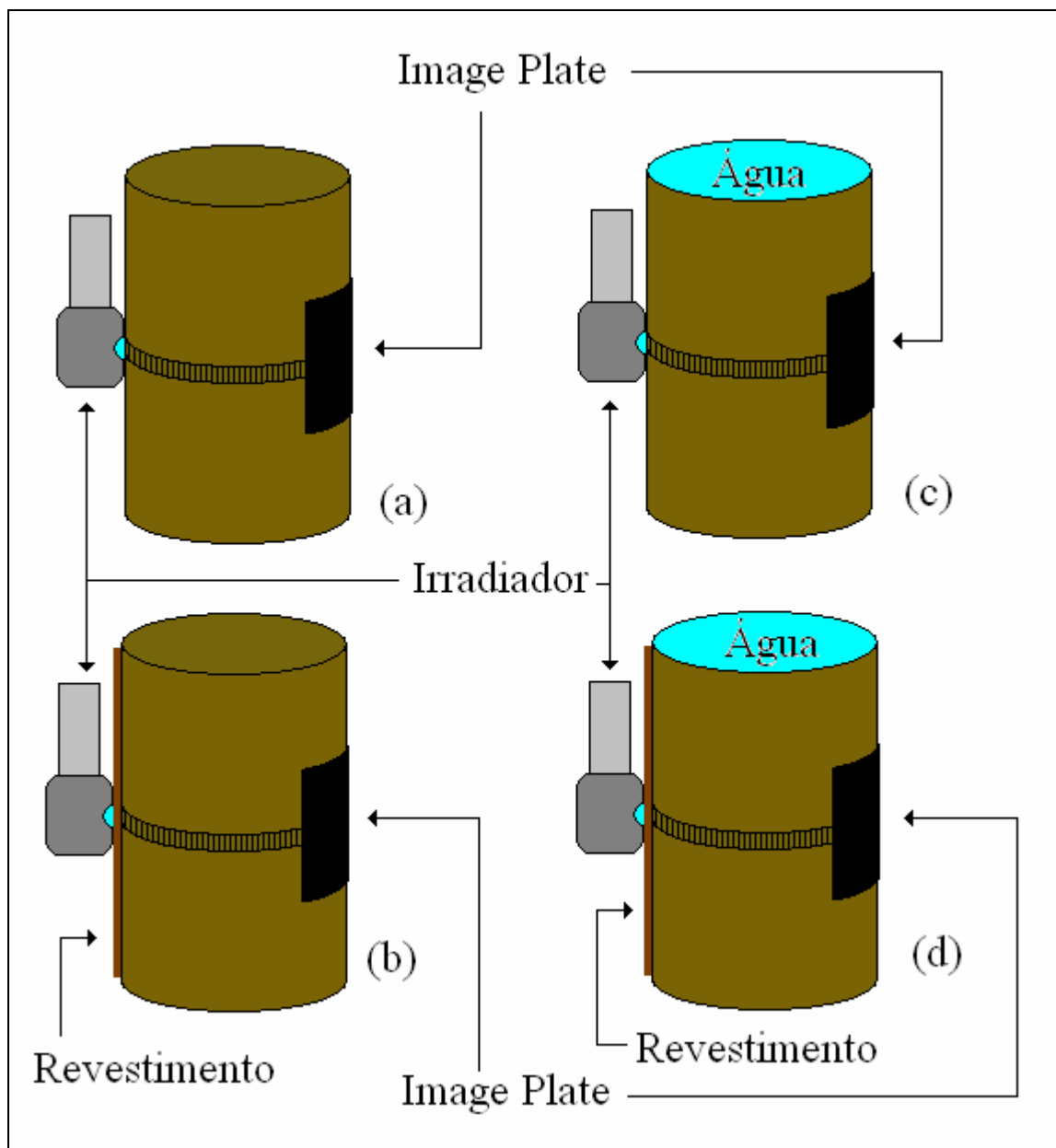


Figura III.17 – Quatro situações de ensaio: a) tubo vazio; b) tubo vazio com revestimento; c) tubo com água; e d) tubo com água com revestimento.

CAPÍTULO IV

RESULTADOS

Neste capítulo serão apresentados todos os resultados obtidos neste trabalho, segundo a metodologia apresentada no capítulo anterior.

IV.1 – RESOLUÇÃO ESPACIAL DOS SISTEMAS

Nas figura IV.1 a IV.4 podemos observar as curvas da Função de Transferência de Modulação para o sistema GE CR100, para os diversos tipos de *image plate* e para as duas direções da varredura do feixe de laser. A resolução espacial pôde ser obtida ajustando os pontos através de uma função exponencial de primeira ordem.

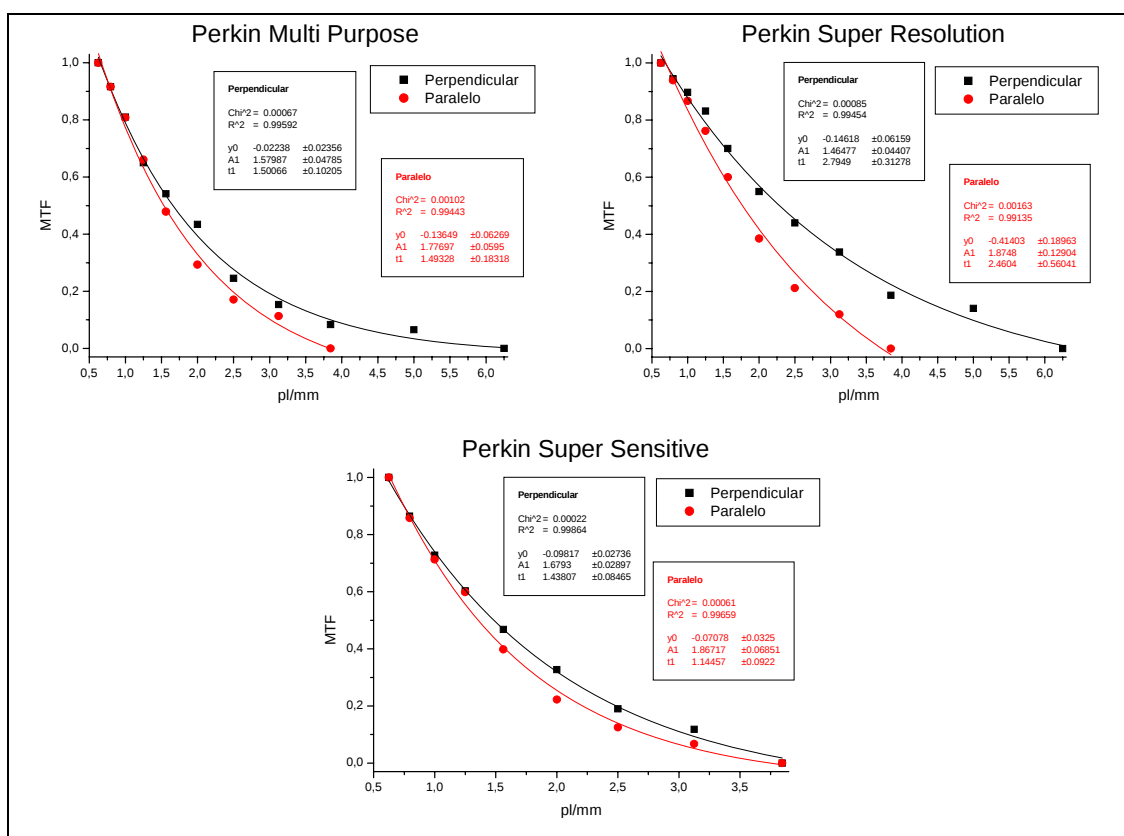


Figura IV.1 – Função de Transferência de Modulação para o sistema GE CR100 e *image plates* Perkin Elmer

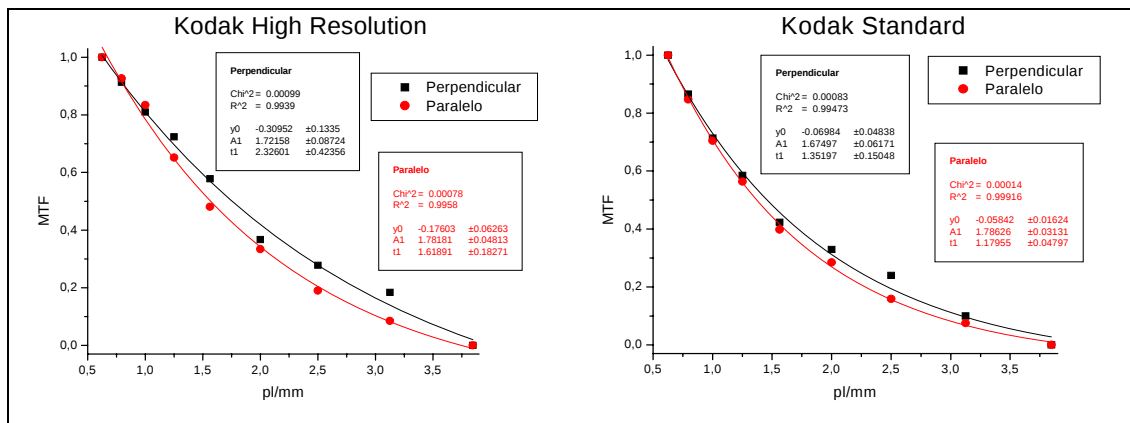


Figura IV.2 – Função de Transferência de Modulação para o sistema GE CR100 e *image plates* Kodak

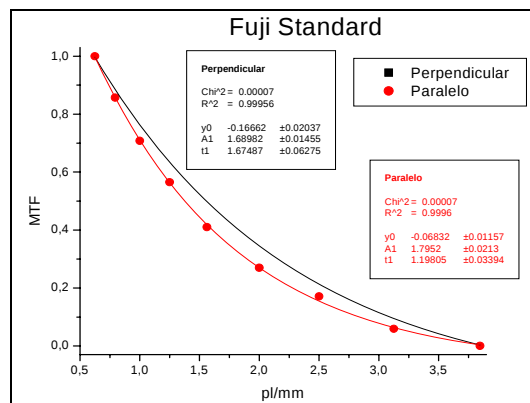


Figura IV.3 – Função de Transferência de Modulação para o sistema GE CR100 e *image plate* Fuji

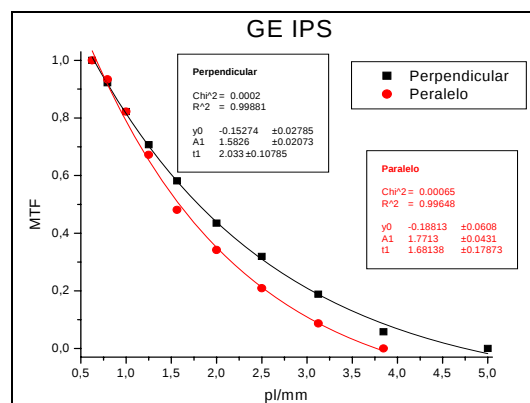


Figura IV.4 – Função de Transferência de Modulação para o sistema GE CR100 e *image plate* GE

Para observar como a resolução espacial do sistema perde sua eficiência com o aumento da frequência, encontra-se a resolução em dois pontos, correspondentes a MTF de 80% e 20%, possibilitando obter uma faixa de resolução para cada variável. A tabela IV.1 mostra a resolução espacial para o sistema de radiografia computadorizada GE CR100, para cada tipo de *image plate* e para as duas posições em relação a direção de varredura do feixe de laser.

Tabela IV.1 – Resolução espacial do sistema GE CR100

Fuji Standard	MTF 80%	MTF 20%	Resolução (μm)	Resolução (μm)
Perpendicular	0,936	2,559	534,45	195,37
Paralelo	0,870	2,277	574,61	219,58
GE IPS	MTF 80%	MTF 20%	Resolução (μm)	Resolução (μm)
Perpendicular	1,032	3,052	484,63	163,84
Paralelo	0,981	2,553	509,50	195,88
Kodak High Resolution	MTF 80%	MTF 20%	Resolução (μm)	Resolução (μm)
Perpendicular	1,022	2,832	489,31	176,55
Paralelo	0,974	2,519	513,13	198,53
Kodak Standard	MTF 80%	MTF 20%	Resolução (μm)	Resolução (μm)
Perpendicular	0,886	2,468	564,42	202,57
Paralelo	0,864	2,280	578,46	219,26
Perkin Multi Purpose	MTF 80%	MTF 20%	Resolução (μm)	Resolução (μm)
Perpendicular	0,980	2,942	510,32	169,93
Paralelo	0,956	2,485	522,75	201,21
Perkin Super Resolution	MTF 80%	MTF 20%	Resolução (μm)	Resolução (μm)
Perpendicular	1,221	4,032	409,36	124,02
Paralelo	1,069	2,746	467,65	182,06
Perkin Super Sensitive	MTF 80%	MTF 20%	Resolução (μm)	Resolução (μm)
Perpendicular	0,900	2,486	555,61	201,15
Paralelo	0,873	2,210	572,69	226,24

As figuras IV.5 a IV.8 apresentam as curvas de Função de Transferência de Modulação para o sistema de radiografia computadorizada Kodak ACR-2000i, para os sete tipos de *image plates* e na duas posições em relação a direção de varredura do feixe de laser.

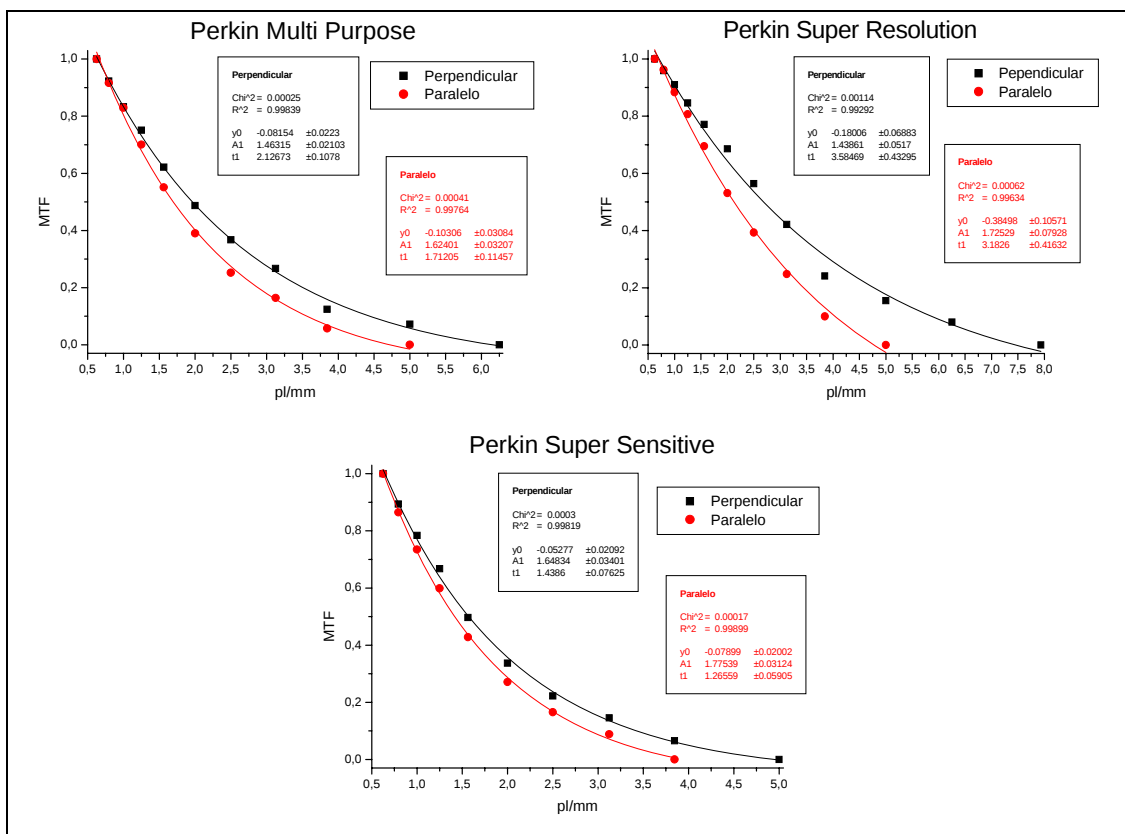


Figura IV.5 – Função de Transferência de Modulação para o sistema Kodak ACR-2000i e image plates Perkin Elmer

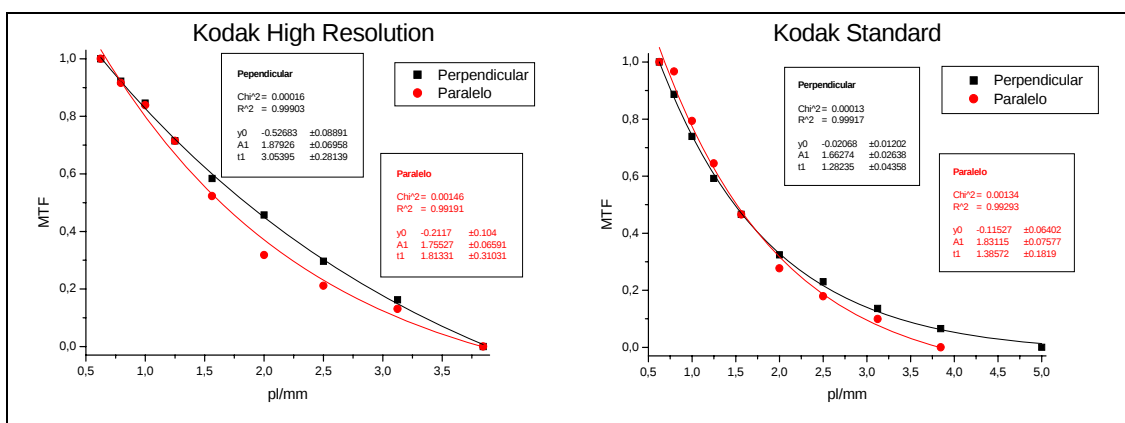


Figura IV.6 – Função de Transferência de Modulação para o sistema Kodak ACR-2000i e image plates Kodak

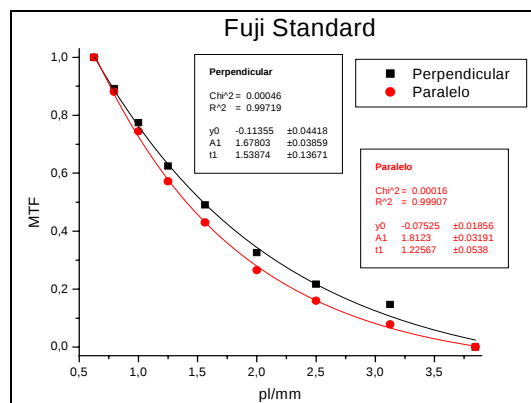


Figura IV.7 – Função de Transferência de Modulação para o sistema Kodak ACR-2000i e *image plate* Fuji

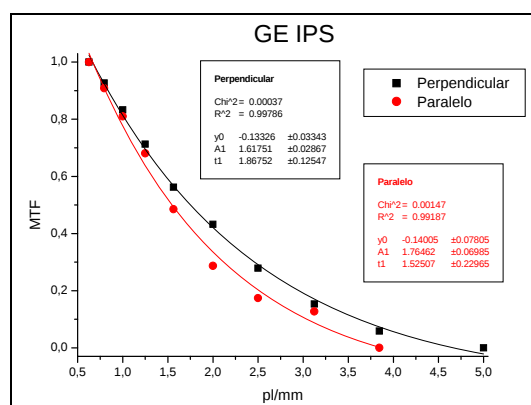


Figura IV.8 – Função de Transferência de Modulação para o sistema Kodak ACR-2000i e *image plate* GE

A tabela IV.2 mostra os valores de resolução espacial calculados a partir das curvas de MTF para o sistema de radiografia computadorizada Kodak ACR-2000i, para os sete tipos de *image plate* e para as duas posições do IQI em relação a direção de varredura do feixe de laser.

Tabela IV.2 – Resolução espacial do sistema Kodak ACR-2000i

Fuji Standard	MTF 80%	MTF20%	Resolução (μm)	Resolução (μm)
Perpendicular	0,936	2,581	534,41	193,72
Paralelo	0,892	2,310	560,48	216,45
GE IPS	MTF 80%	MTF20%	Resolução (μm)	Resolução (μm)
Perpendicular	1,027	2,950	486,83	169,48
Paralelo	0,960	2,511	520,60	199,11
Kodak High Resolution	MTF 80%	MTF20%	Resolução (μm)	Resolução (μm)
Perpendicular	1,063	2,901	470,35	172,35
Paralelo	0,999	2,629	500,44	190,15
Kodak Standard	MTF 80%	MTF20%	Resolução (μm)	Resolução (μm)
Perpendicular	0,905	2,590	552,21	193,07
Paralelo	0,961	2,438	520,31	205,10
Perkin Multi Purpose	MTF 80%	MTF20%	Resolução (μm)	Resolução (μm)
Perpendicular	1,078	3,505	464,01	142,65
Paralelo	1,005	2,874	497,64	173,97
Perkin Super Resolution	MTF 80%	MTF20%	Resolução (μm)	Resolução (μm)
Perpendicular	1,376	4,772	363,41	104,79
Paralelo	1,196	3,442	418,20	145,26
Perkin Super Sensitive	MTF 80%	MTF20%	Resolução (μm)	Resolução (μm)
Perpendicular	0,946	2,704	528,29	184,91
Paralelo	0,890	2,342	561,98	213,48

IV.2 – RELAÇÃO SINAL RUÍDO

Nas tabelas IV.3 e IV.4 são apresentados os valores da relação sinal ruído dos sistemas GE CR100 e Kodak ACR-2000i, respectivamente, para cada *image plate*. Os valores são relativos a cada ROI de 20 x 55 *pixels*, cujos posicionamentos estão indicados na figura III.10.

Tabela IV.3 – SNR para o sistema GE CR100

ROI	Fuji Standard	
	Perpendicular	Paralelo
	SNR	SNR
1	1719	1304
2	1653	1318
3	1780	1147
4	1656	1221
ROI	Kodak High Resolution	
	Perpendicular	Paralelo
	SNR	SNR
1	1480	1420
2	1426	1339
3	1425	1433
4	1470	1400
ROI	Perkin Multi Purpose	
	Perpendicular	Paralelo
	SNR	SNR
1	768	801
2	767	846
3	767	788
4	757	801
ROI	Perkin Super Sensitive	
	Perpendicular	Paralelo
	SNR	SNR
1	1160	1184
2	1172	1240
3	1218	1207
4	1210	1272

ROI	GE IPS	
	Perpendicular	Paralelo
	SNR	SNR
1	1295	1751
2	1169	1785
3	1295	1673
4	1169	1769
ROI	Kodak Standard	
	Perpendicular	Paralelo
	SNR	SNR
1	828	870
2	844	839
3	766	802
4	827	772
ROI	Perkin Super Resolution	
	Perpendicular	Paralelo
	SNR	SNR
1	542	543
2	521	537
3	514	542
4	521	535

Tabela IV.4 – SNR para o sistema Kodak ACR-2000i

ROI	Fuji Standard	
	Perpendicular	Paralelo
	SNR	SNR
1	1335	1378
2	1329	14219
3	1511	1248
4	1461	1357
ROI	Kodak High Resolution	
	Perpendicular	Paralelo
	SNR	SNR
1	2248	1912
2	2128	1885
3	1903	1777
4	1876	1698
ROI	Perkin Multi Purpose	
	Perpendicular	Paralelo
	SNR	SNR
1	1152	1069
2	1065	1146
3	1162	1070
4	1135	1088
ROI	Perkin Super Sensitive	
	Perpendicular	Paralelo
	SNR	SNR
1	1461	1356
2	12759	1361
3	1303	1335
4	1207	1390

ROI	GE IPS	
	Perpendicular	Paralelo
	SNR	SNR
1	3803	saturado
2	3615	saturado
3	3116	saturado
4	2955	saturado
ROI	Kodak Standard	
	Perpendicular	Paralelo
	SNR	SNR
1	1174	1038
2	1094	1135
3	1183	1216
4	1068	1240
ROI	Perkin Super Resolution	
	Perpendicular	Paralelo
	SNR	SNR
1	890	801
2	808	744
3	794	758
4	866	745

IV.3 – ANÁLISE ESPECTRAL DAS FONTES DE RADIAÇÃO GAMA

IV.3.1 – Irídio-192

A figura IV.9 mostra o espectro em energia do Irídio-192 obtido experimentalmente sem a utilização de filtros de radiação. Na figura IV.10 podemos ver os espectros do mesmo isótopo com a utilização de filtros de alumínio de várias espessuras.

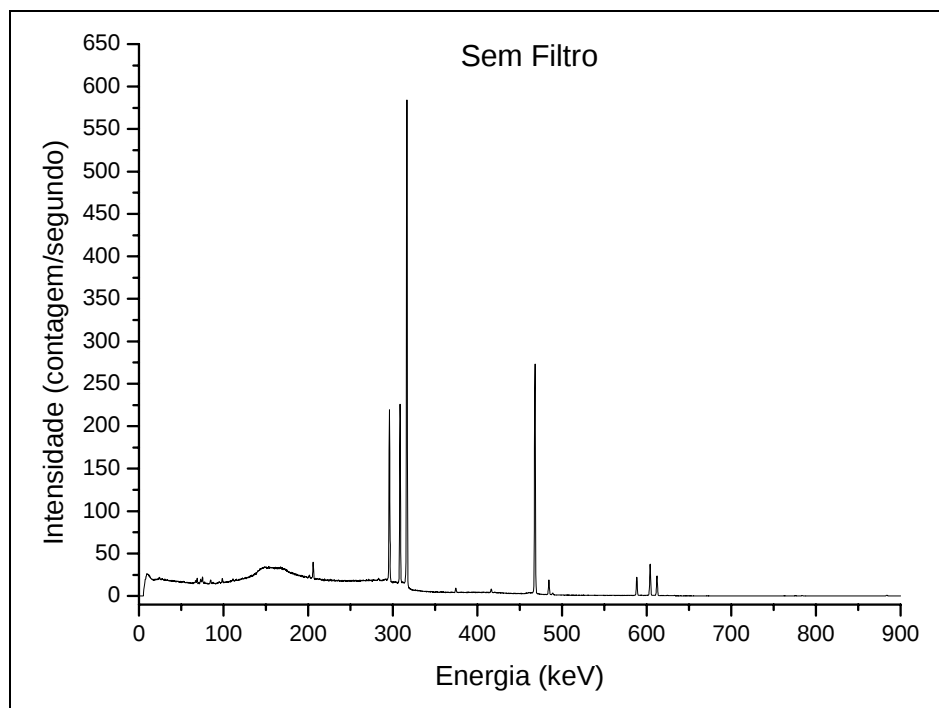


Figura IV.9 – Espectro experimental do Iridio-192

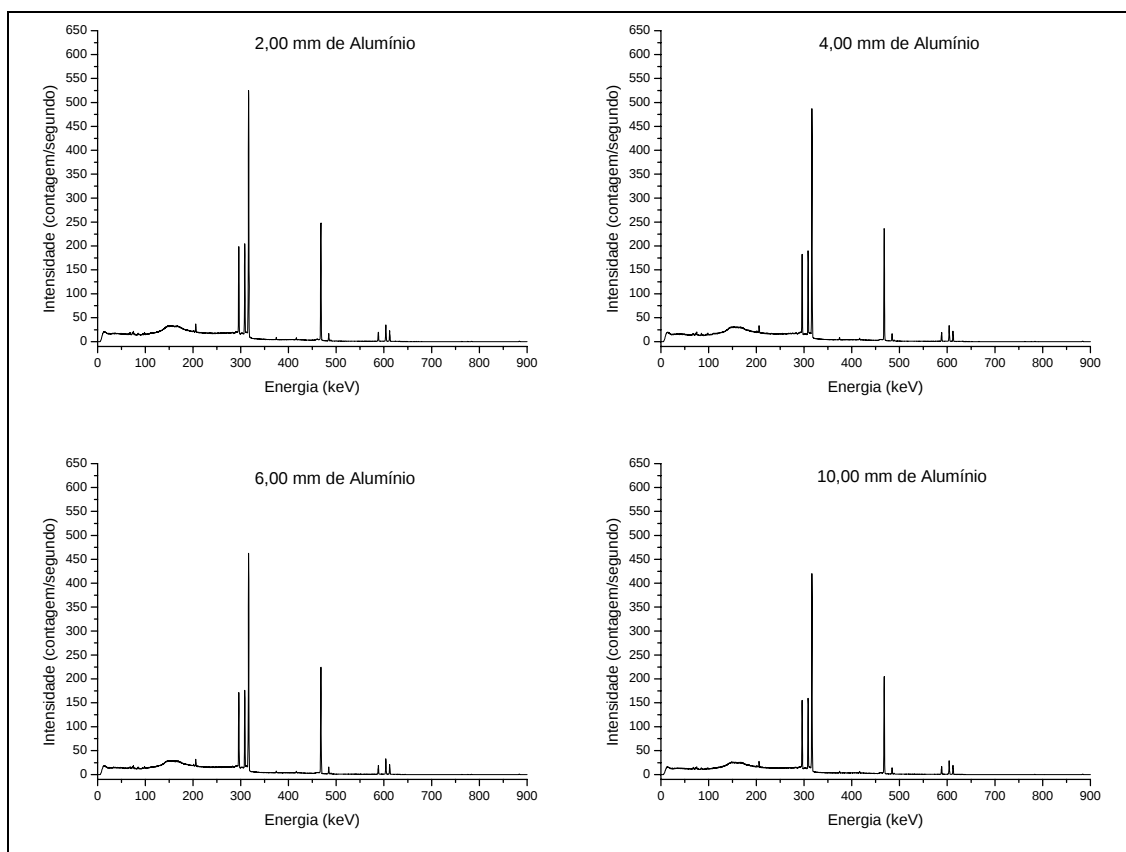


Figura IV.10 – Espectros do Iridio-192 com a utilização de filtros de alumínio de 2, 4, 6 e 10 mm de espessura

A figura IV.11 apresenta os espectros em energia do Irídio-192 com a utilização de absorvedores de cobre, com espessuras de 2 a 10 mm. Na figura IV.12 são apresentados os espectros em energia do Irídio-192 com a utilização de filtros de chumbo de 2 e 4 mm de espessura.

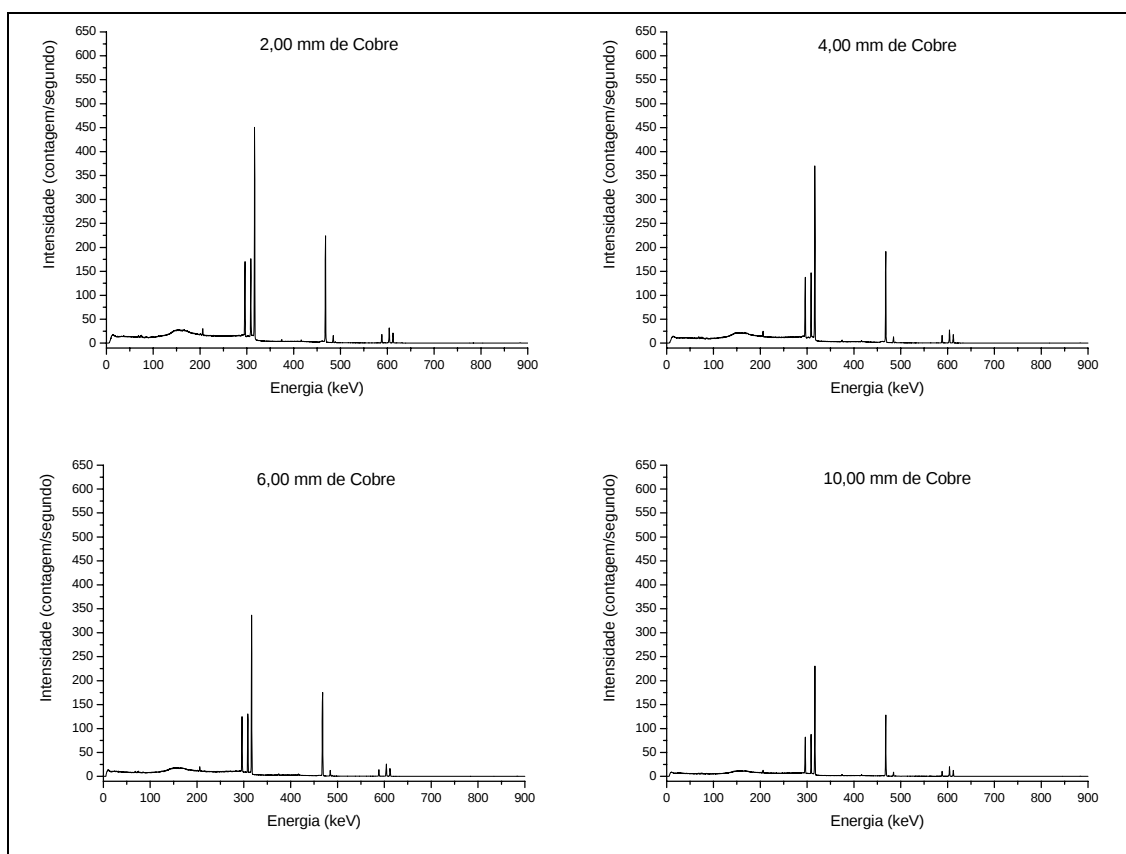


Figura IV.11 – Espectros do Irídio-192 com a utilização de filtros de cobre de 2, 4, 6 e 10 mm de espessura

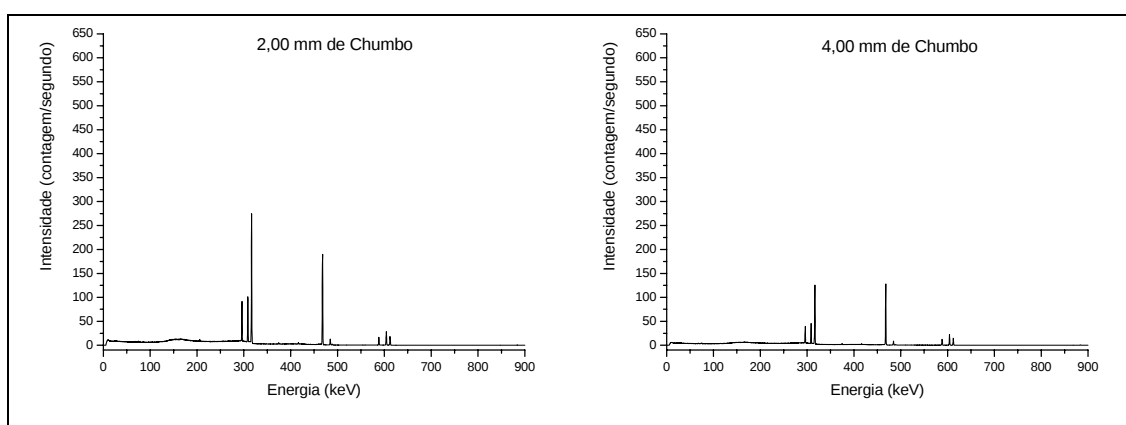


Figura IV.12 – Espectros do Irídio-192 com a utilização de filtros de chumbo de 2 e 4 mm de espessura

A figura IV.13 apresenta uma comparação entre os métodos experimental e de simulação do percentual de I/I_0 em função da espessura dos filtros, para as principais energias do Ir-192.

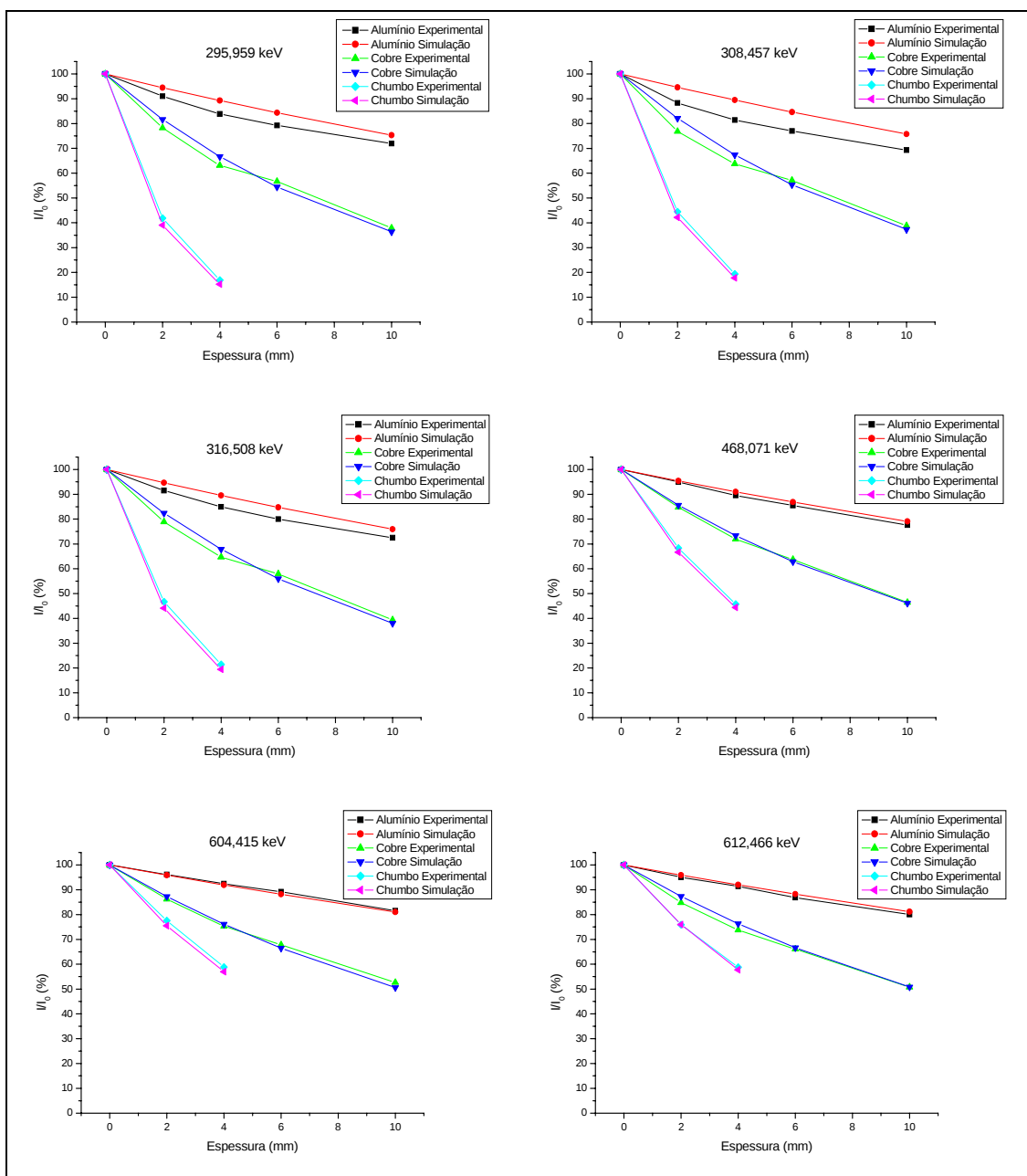


Figura IV.13 – Comparação entre os resultados experimentais e teóricos da atenuação dos três materiais para as principais energias do Ir-192

IV.3.2 – Selênio-75

A figura IV.14 mostra o espectro de uma fonte de Selênio-75 obtido experimentalmente. Podemos observar que a taxa de contagem foi baixa em relação aos espectros da fonte anterior, pois como dito anteriormente, a atividade da fonte encontrava-se baixa. Porém foi possível observar as principais linhas energéticas do isótopo.

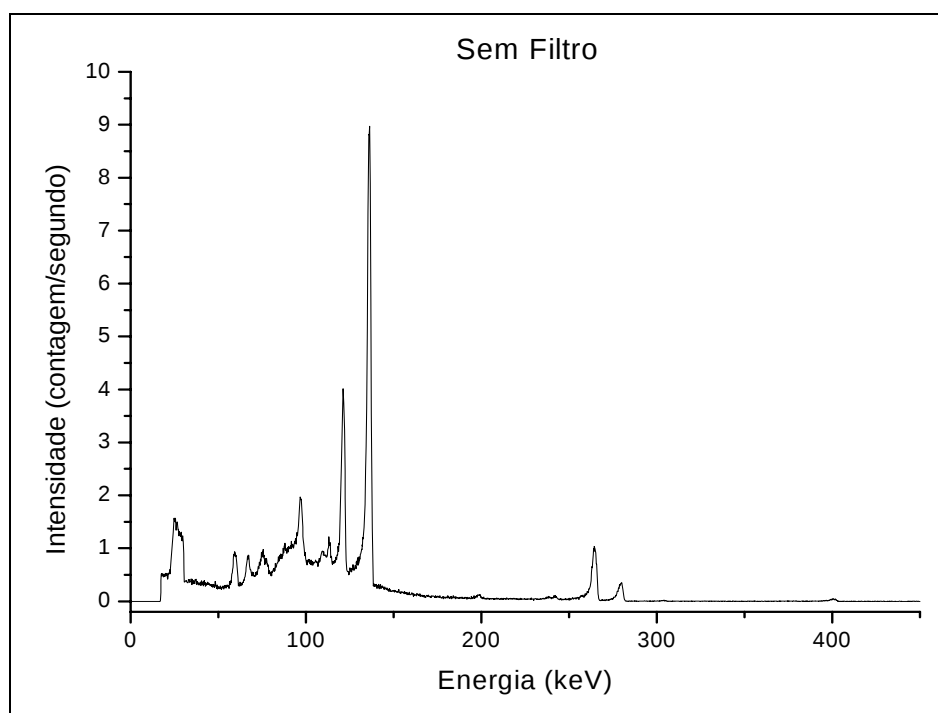


Figura IV.14 – Espectro experimental do Selênio-75

As figuras IV.15 e IV.16 mostram os espectros em energia do Selênio-75 com a utilização de absorvedores de alumínio e cobre, respectivamente, com espessuras de 2, 4, 6 e 10 mm. A figura IV.17 apresenta os espectros em energia do Selênio-75 sob influência de filtros de chumbo de 2 e 4 mm de espessura. Podemos observar que as linhas energéticas principais do isótopo são cortadas do espectro, surgindo com maior intensidade as linhas de fluorescência do chumbo.

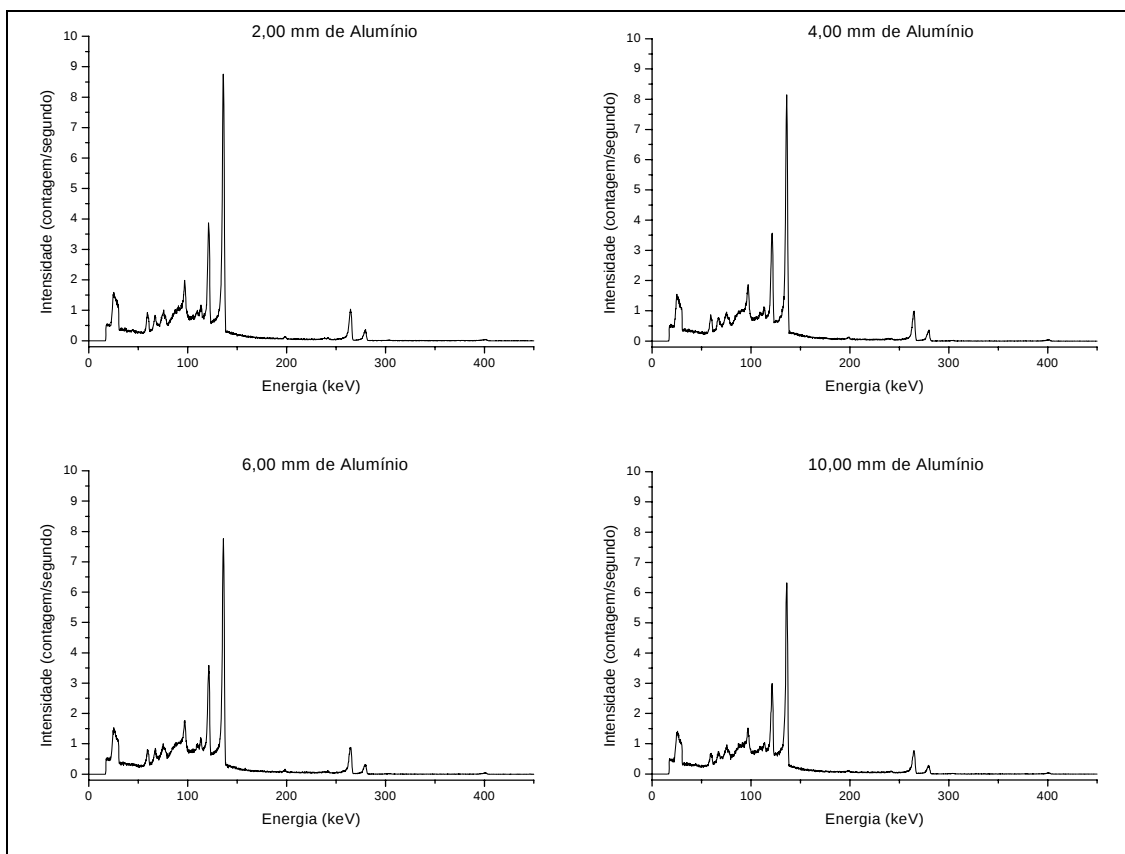


Figura IV.15 – Espectros do Selênio-75 com a utilização de filtros de alumínio de 2, 4, 6 e 10 mm de espessura

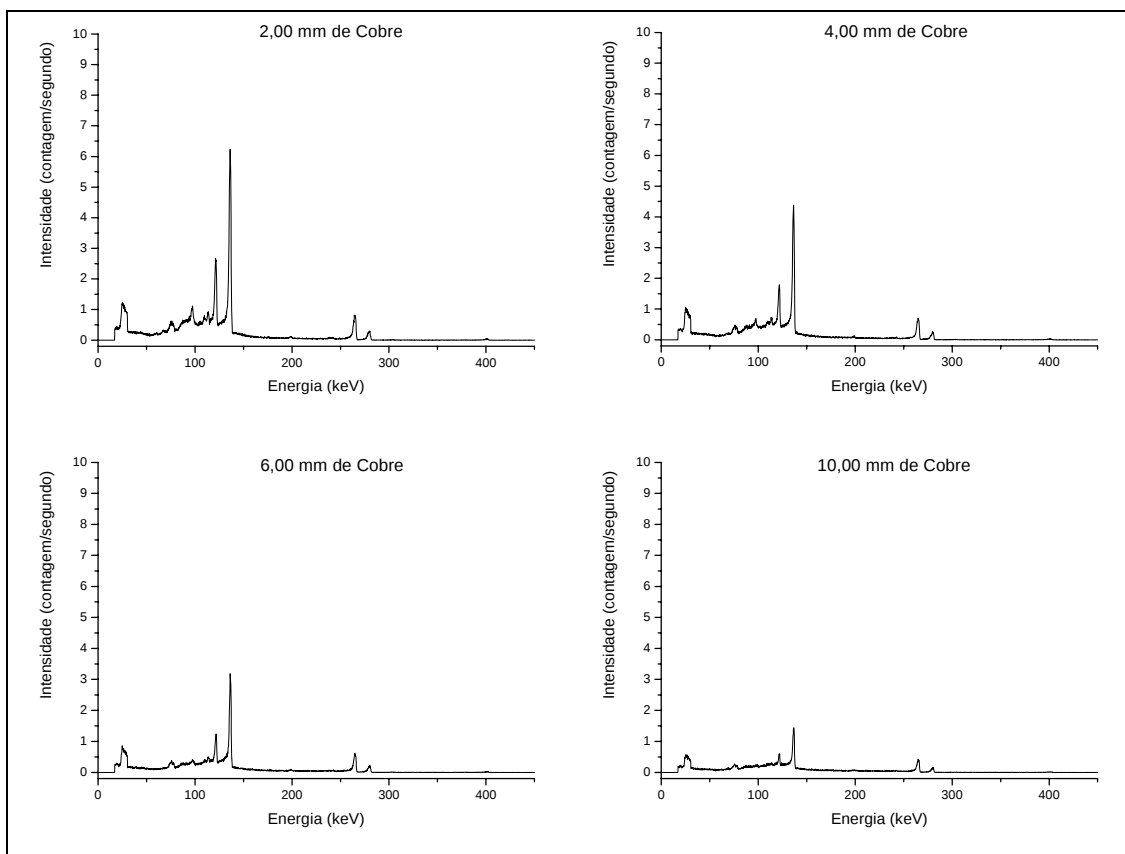


Figura IV.16 – Espectros do Selênio-75 com a utilização de filtros de cobre de 2, 4, 6 e 10 mm de espessura

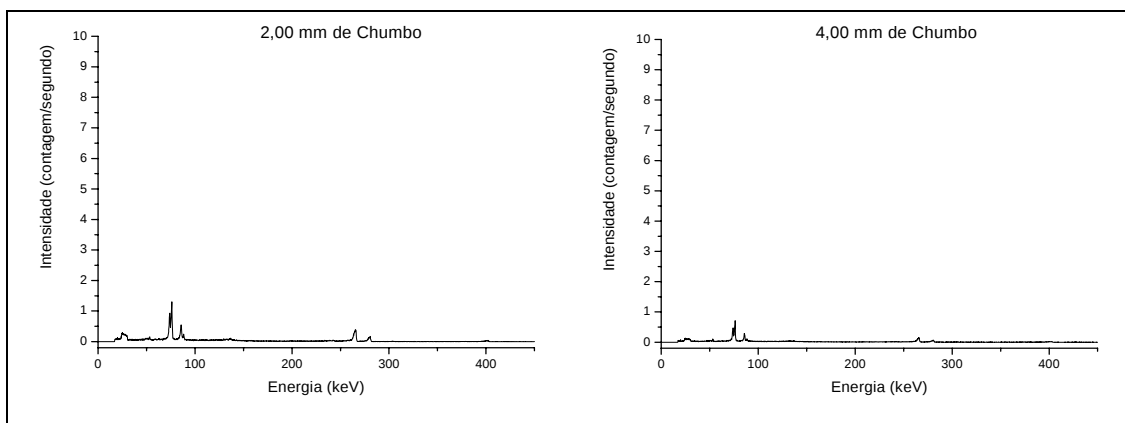


Figura IV.17 – Espectros do Selênio-75 com a utilização de filtros de chumbo de 2 e 4 mm de espessura

A figura IV.18 mostra a comparação entre os métodos experimental e de simulação, para a atenuação das energias mais intensas do Selênio-75 nos materiais em questão, para as mesmas espessuras utilizadas anteriormente.

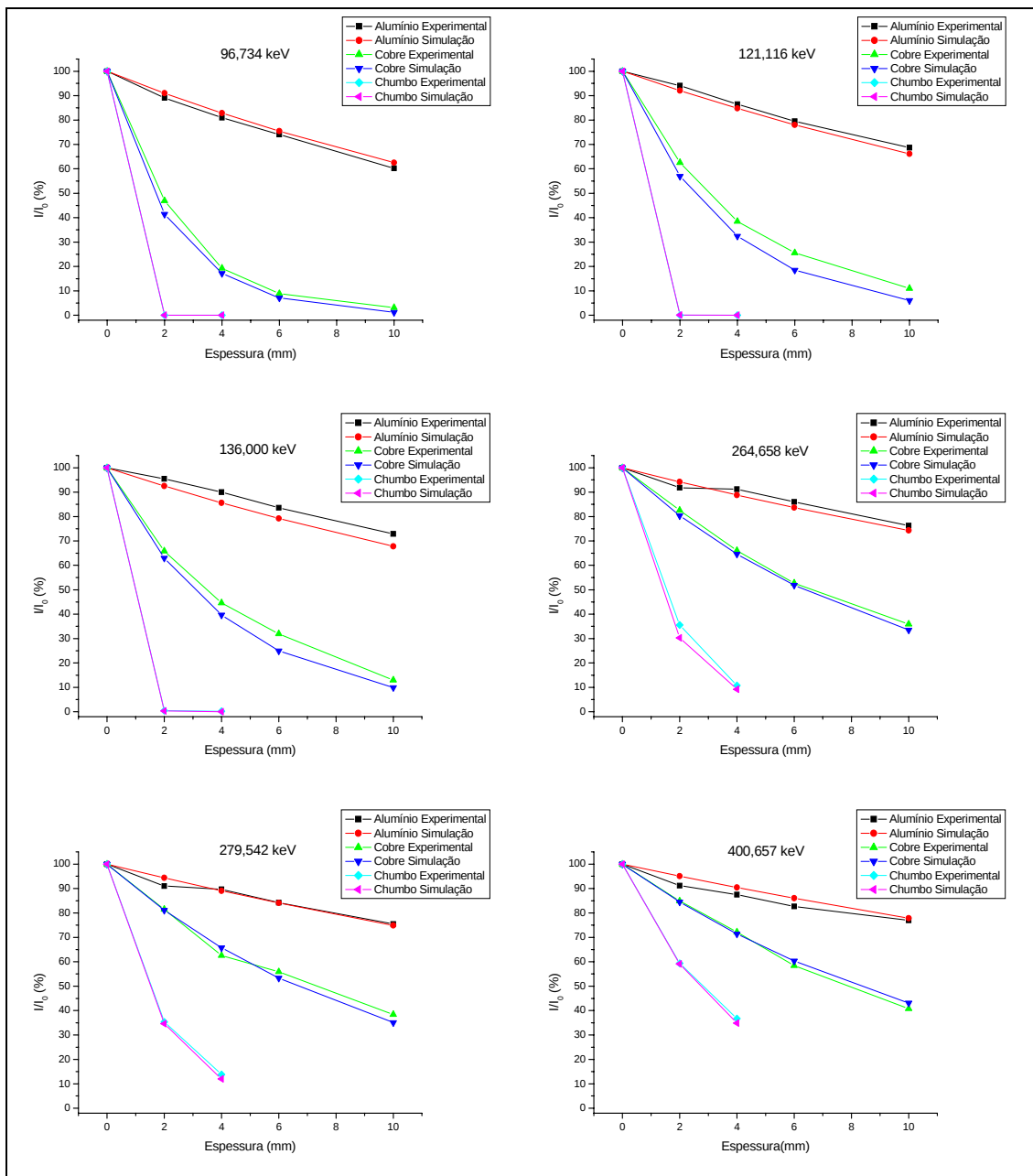


Figura IV.18 – Comparação entre os resultados experimentais e teóricos da atenuação dos três materiais para as principais energias do Se-75

IV.3.3 – Ytérbio-169

A figura IV.19 mostra o espectro em energia de uma fonte de Ytérbio-169 obtido sem a utilização de filtros de radiação. Novamente a intensidade foi baixa devido à baixa atividade da fonte, mas também foi possível observar as linhas energéticas do isótopo.

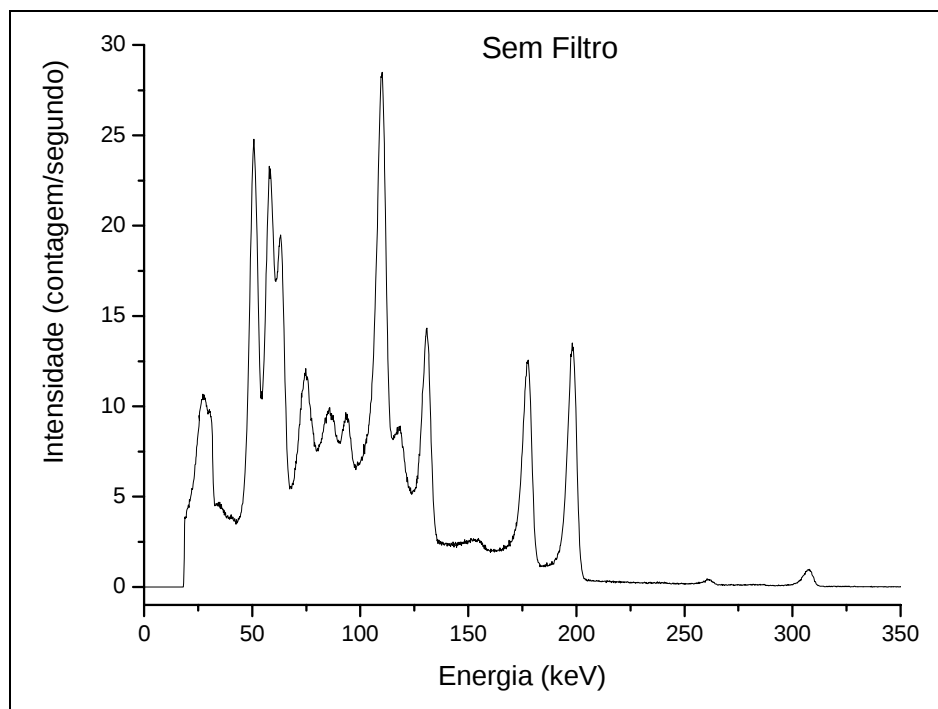


Figura IV.19 – Espectro experimental de uma fonte de Ytérbio-169

Nas figuras IV.20 e IV.21 podem-se observar o comportamento dos espectros em energia do Ytérbio-169 quando utiliza-se filtros de alumínio e cobre, respectivamente, com espessuras de 2 a 10 mm. A figura IV.22 mostra os espectros em energia do Ytérbio-169 obtidos utilizando filtros de chumbo de 2 e 4 mm de espessura. Novamente surgiram com maior intensidade os picos de raios X característicos do chumbo, enquanto que as energias mais intensas do isótopo foram totalmente atenuadas pelo absorvedor.

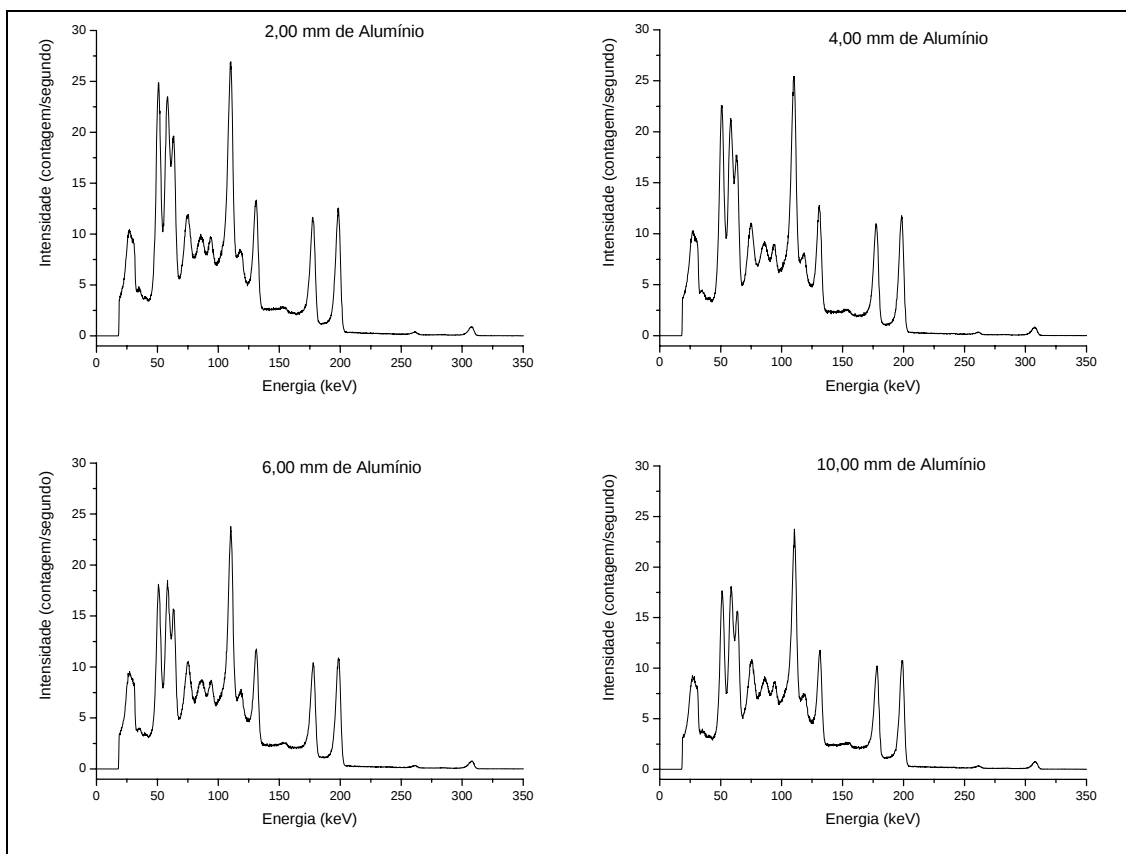


Figura IV.20 – Espectros do Ytérbio-169 com a utilização de filtros de alumínio de 2, 4, 6 e 10 mm de espessura

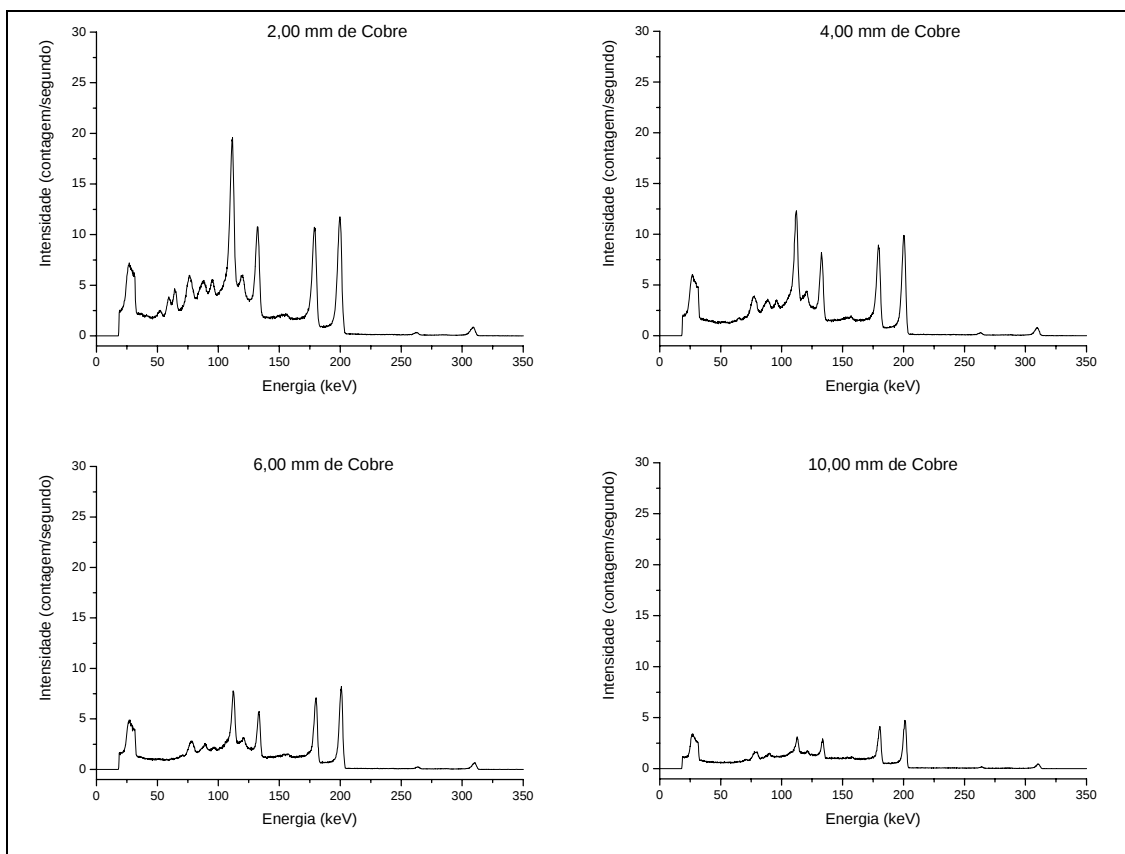


Figura IV.21 – Espectros do Ytérbio-169 com a utilização de filtros de cobre de 2, 4, 6 e 10 mm de espessura

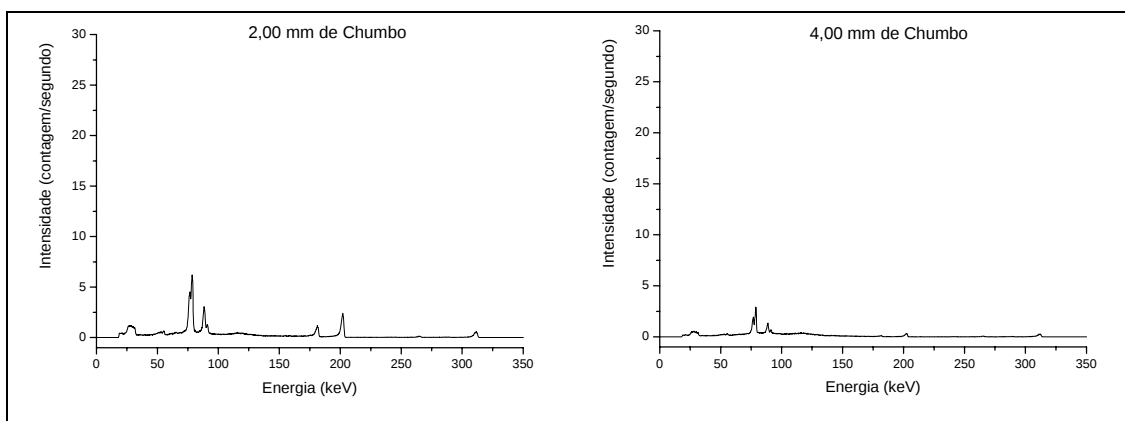


Figura IV.22 – Espectros do Ytérbio-169 com a utilização de filtros de chumbo de 2 e 4 mm de espessura

A figura IV.23 mostra a atenuação das principais linhas de energia da fonte para os materiais citados, fazendo uma comparação entre os valores obtidos através dos métodos experimental e simulado.

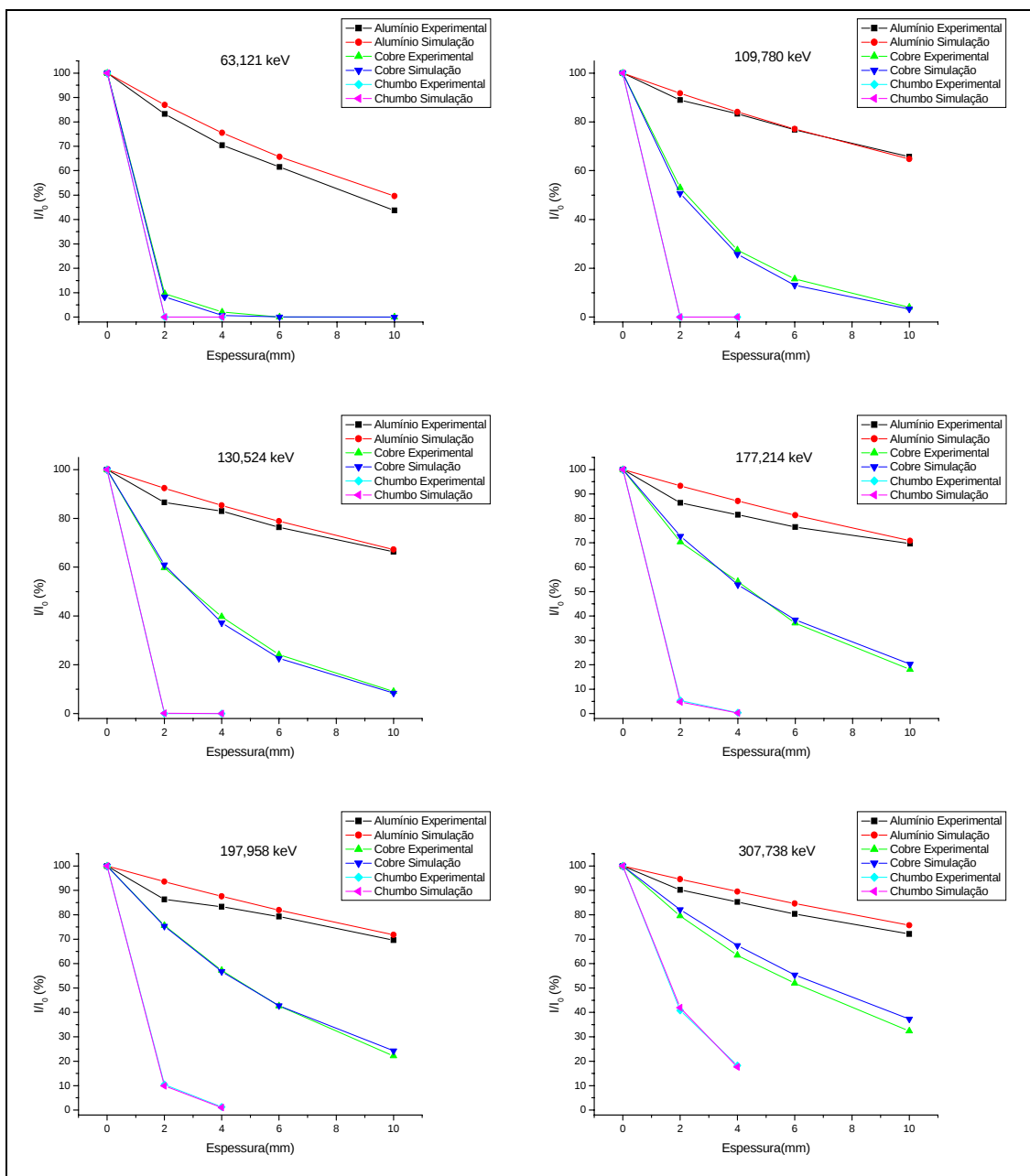


Figura IV.23 – Comparação entre os resultados experimentais e teóricos da atenuação dos três materiais para as principais energias do Yb-169

IV.4 – ANÁLISE RADIOGRÁFICA DOS CORPOS DE PROVA

As figuras IV.24 e IV.25 mostram as radiografias dos defeitos externos e internos, respectivamente, da amostra 1 e os perfis de linha dos alvéolos 1, 2 e 3. Este teste foi realizado sem a simulação de revestimento e sem a presença de água dentro do tubo, utilizando um tempo de exposição de 300 segundos para cada seção da amostra.

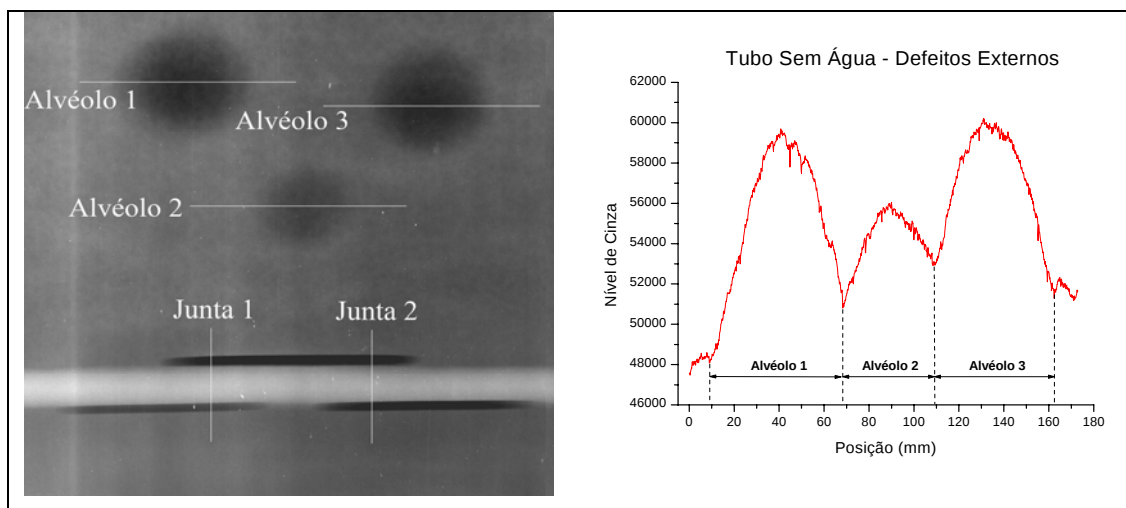


Figura IV.24 – Defeitos externos da amostra 1 sem água e sem simulação de revestimento

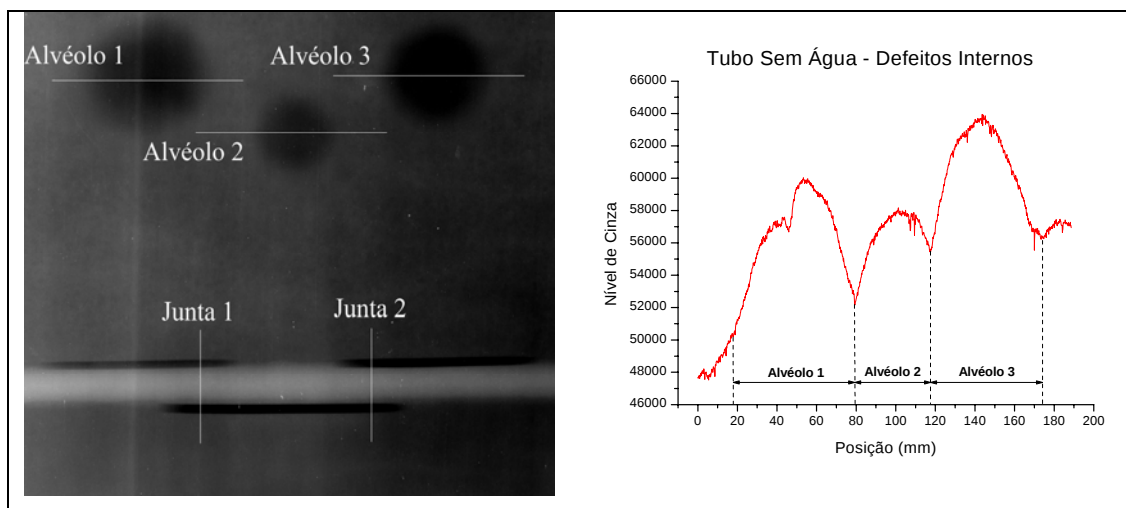


Figura IV.25 – Defeitos internos da amostra 1 sem água e sem simulação de revestimento

Nas figura IV.26 e IV.27 são apresentadas as radiografias dos defeitos externos e internos da amostra 1, respectivamente, e os perfis de linha dos alvéolos 1, 2 e 3, para a

condição de corpo de prova sem água e com simulação de revestimento. O tempo de exposição para cada radiografia foi mantido em 300 segundos.

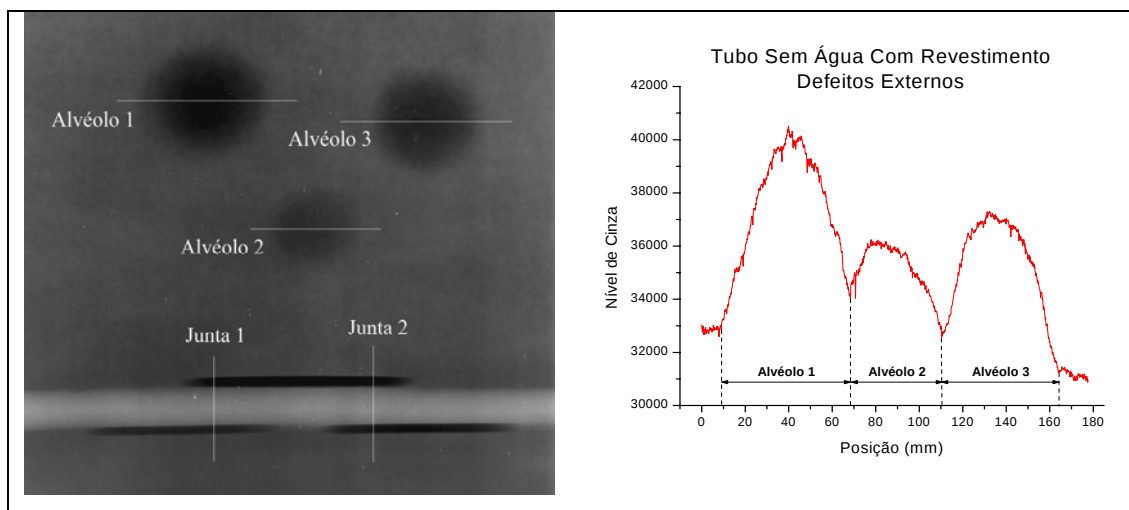


Figura IV.26 – Defeitos externos da amostra 1 sem água e com simulação de revestimento

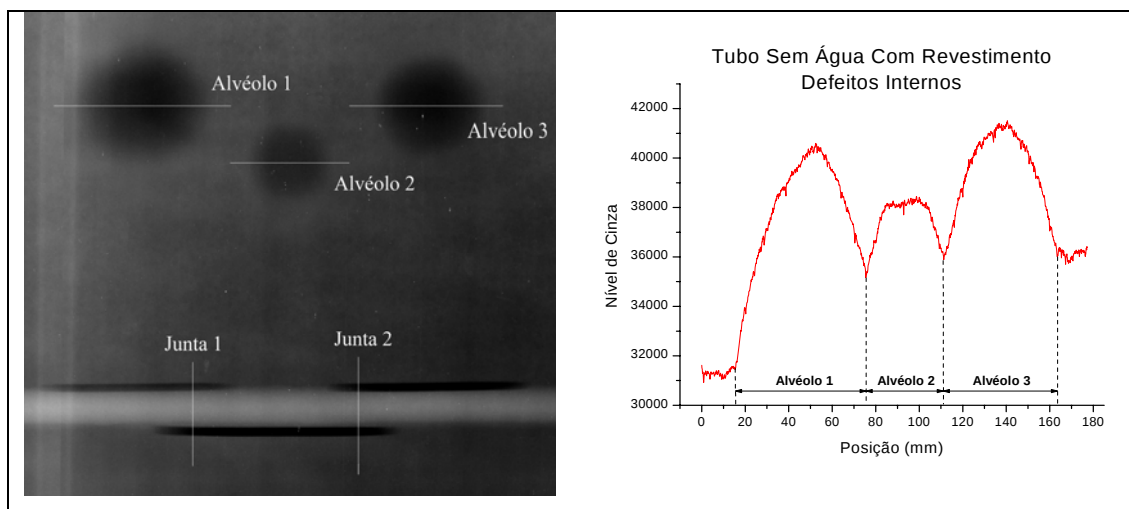


Figura IV.27 – Defeitos internos da amostra 1 sem água e com simulação de revestimento

As figuras IV.28 e IV.29 mostram os defeitos externos e internos da amostra 1 para a condição de corpo de prova com água e sem simulação de revestimento. As figuras apresentam também os perfis de linha dos alvéolos 1, 2 e 3. Para esta condição de ensaio o tempo de exposição foi de 3000 segundos.

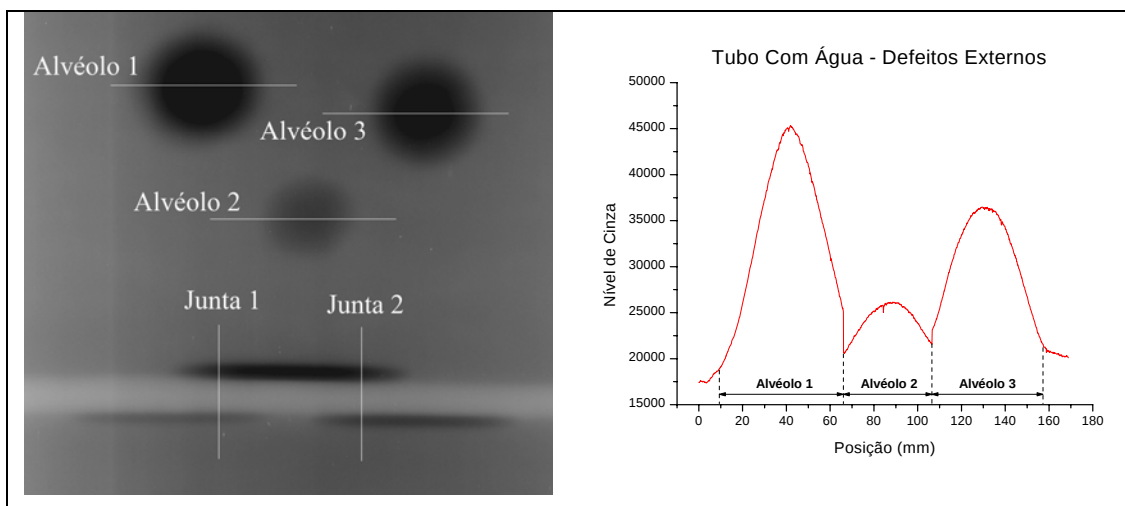


Figura IV.28 – Defeitos externos da amostra 1 com água e sem simulação de revestimento

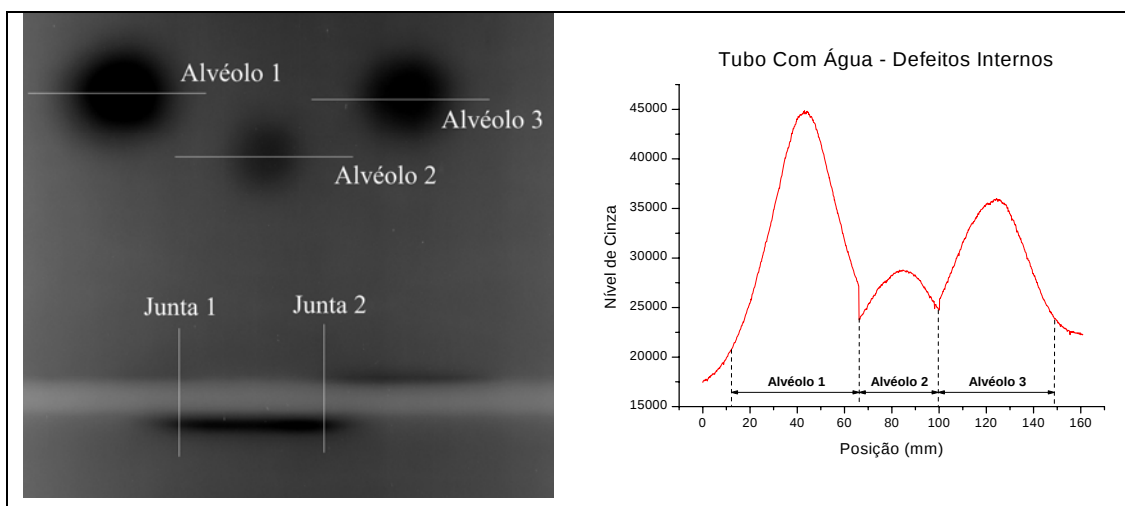


Figura IV.29 – Defeitos internos da amostra 1 com água e sem simulação de revestimento

As figuras IV.30 e IV.31 apresentam as imagens radiográficas dos defeitos externos e internos da amostra 1, além dos perfis de linha dos alvéolos 1, 2 e 3. Para estes ensaios, as condições foram de corpo de prova com água e com simulação de revestimento, e o tempo de exposição foi de 3000 segundos.

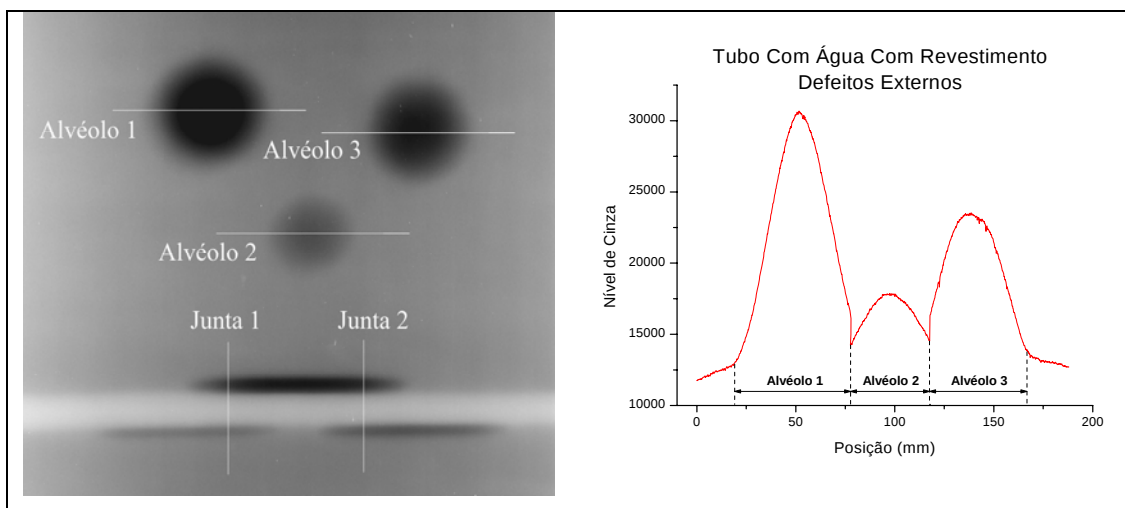


Figura IV.30 – Defeitos externos da amostra 1 com água e com simulação de revestimento

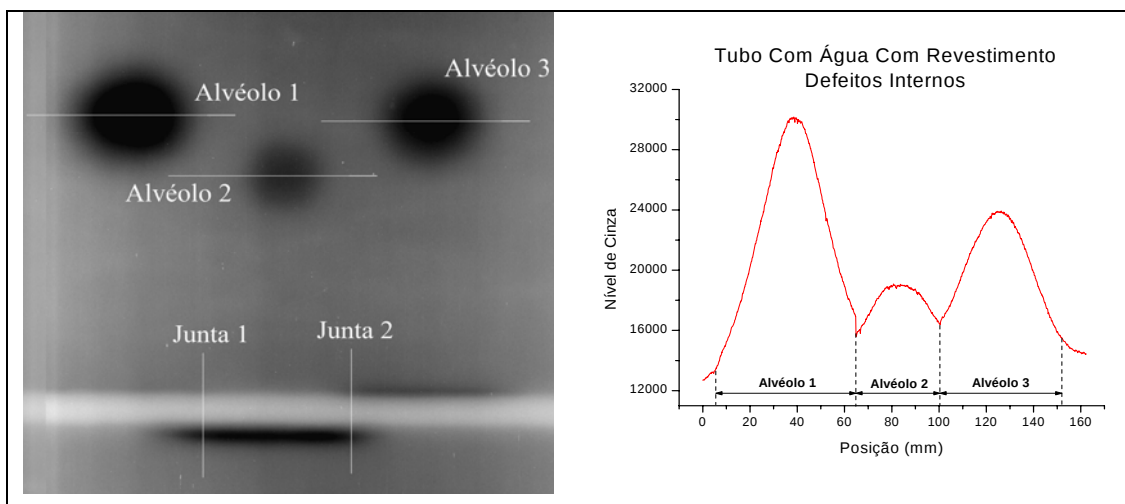


Figura IV.31 – Defeitos internos da amostra 1 com água e com simulação de revestimento

As figura IV.32 a IV.35 mostram os perfis de linha das trincas na base da junta soldada da amostra 1, conforme as figuras IV.24 a IV.31. Neste trabalho, para simplificar, estes defeitos foram denominados junta 1 e junta 2, para cada seção da amostra. Assim, teremos perfis de linha das juntas 1 e 2 na parte externa e perfis de linha das juntas 1 e 2 na parte interna.

Para fazer uma avaliação mais precisa das capacidades da radiografia computadorizada, foram plotadas no mesmo gráfico os perfis de linha de cada junta,

para as quatro condições de ensaio, de modo a fazer uma comparação entre os resultados obtidos nestes ensaios.

As figuras IV.32 a IV.35 apresentam, respectivamente, os perfis de linha da junta 1 seção externa, da junta 2 seção externa, da junta 1 seção interna e da junta 2 seção interna.

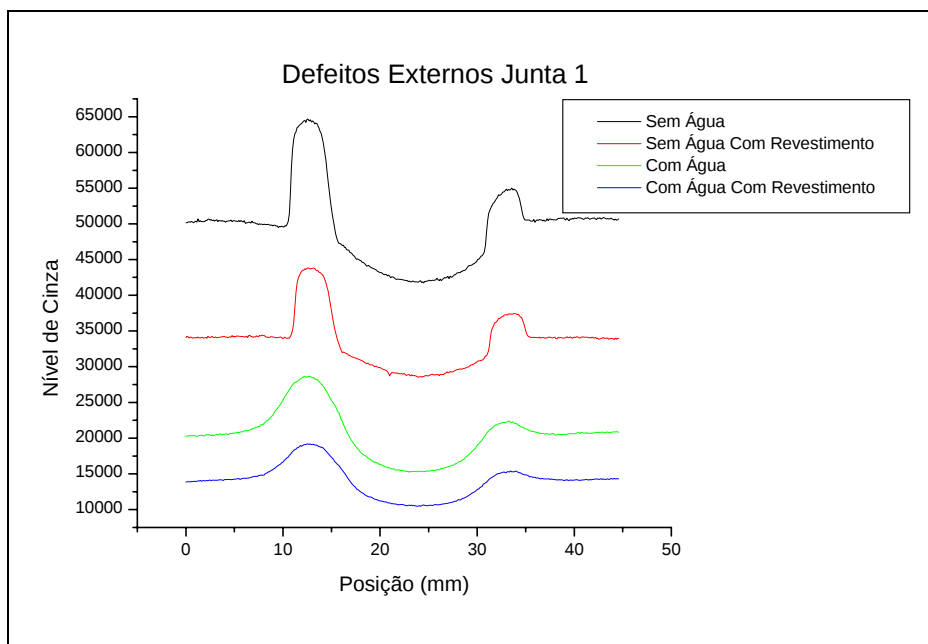


Figura IV.32 – Perfis de linha da junta 1, referentes a seção externa da amostra 1, para as quatro condições de ensaio

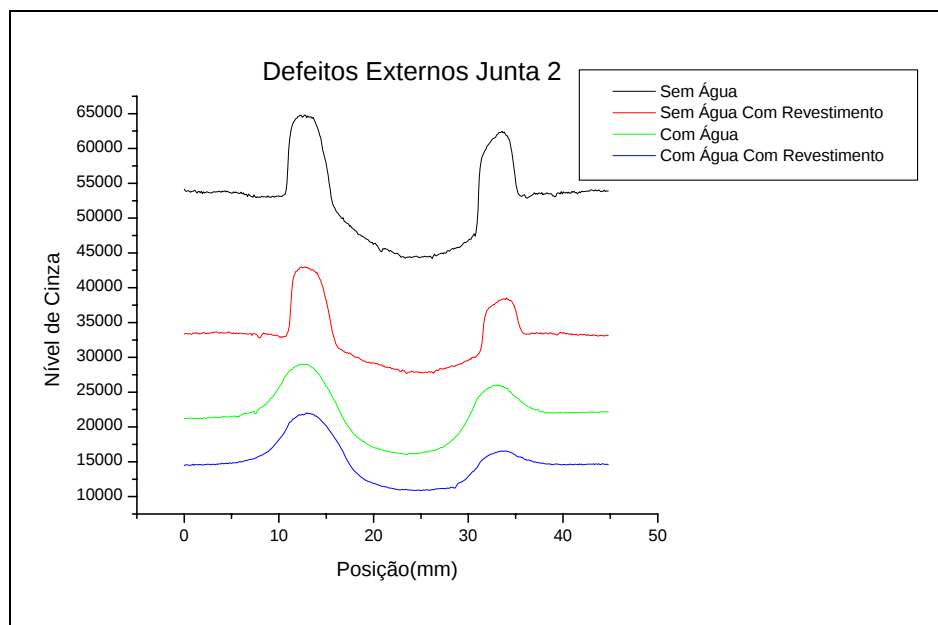


Figura IV.33 – Perfis de linha da junta 2, referentes a seção externa da amostra 1, para as quatro condições de ensaio

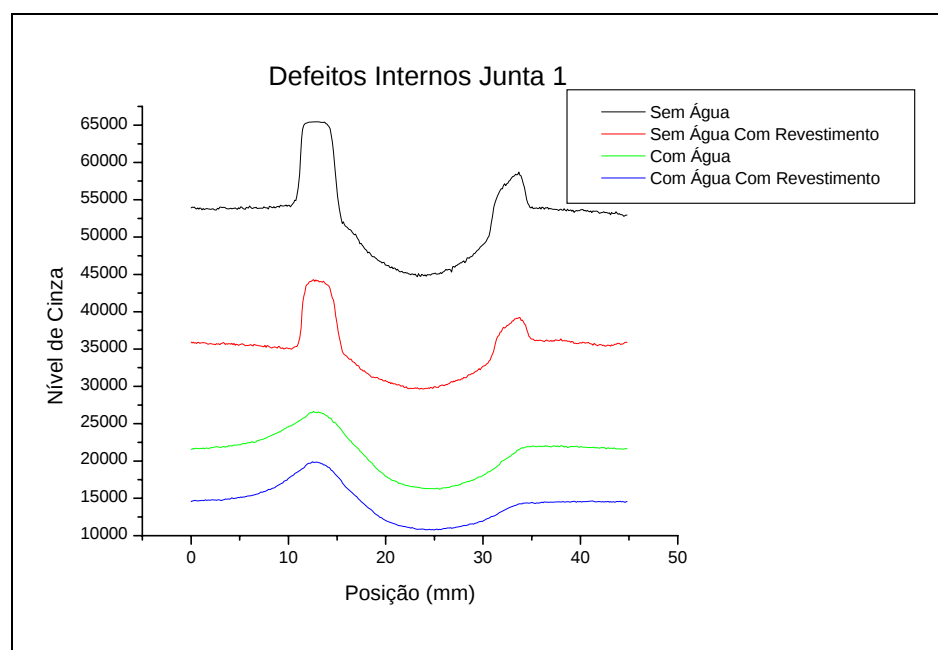


Figura IV.34 – Perfis de linha da junta 1, referentes a seção interna da amostra 1, para as quatro condições de ensaio

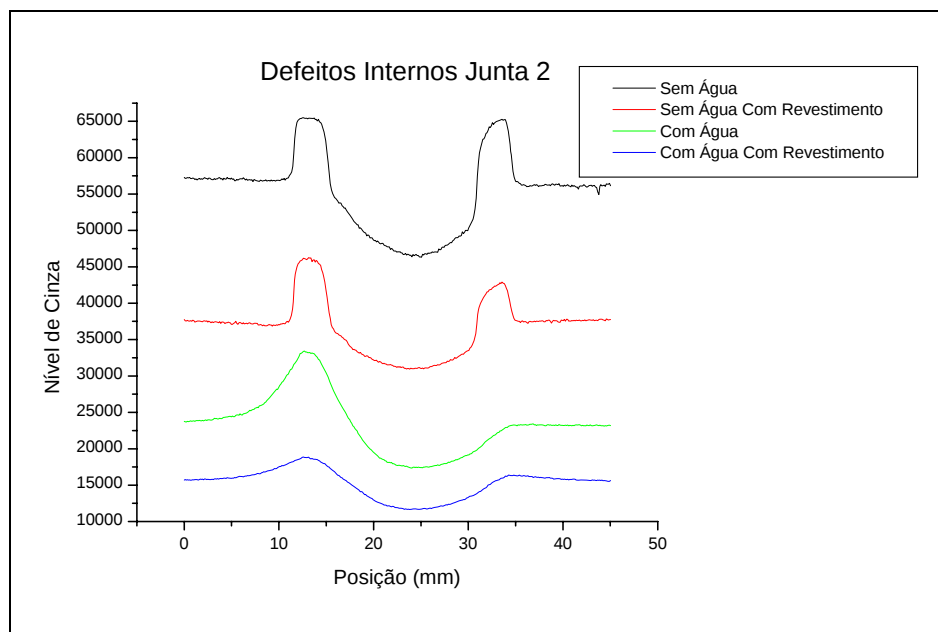


Figura IV.35 – Perfis de linha da junta 2, referentes a seção interna da amostra 1, para as quatro condições de ensaio

A figura IV.36 apresenta a imagem radiográfica do cordão de solda da amostra 2, para a condição de ensaio de tubo sem água e sem simulação de revestimento. O tempo de exposição utilizado para a obtenção desta imagem foi de 600 segundos.



Figura IV.36 – Imagem radiográfica do cordão de solda da amostra 2, sob a condição de tubo sem água e sem simulação de revestimento

A figura IV.37 mostra o perfil de linha transversal ao cordão de solda da amostra 2, para a condição de ensaio de tubo sem água e sem simulação de revestimento.

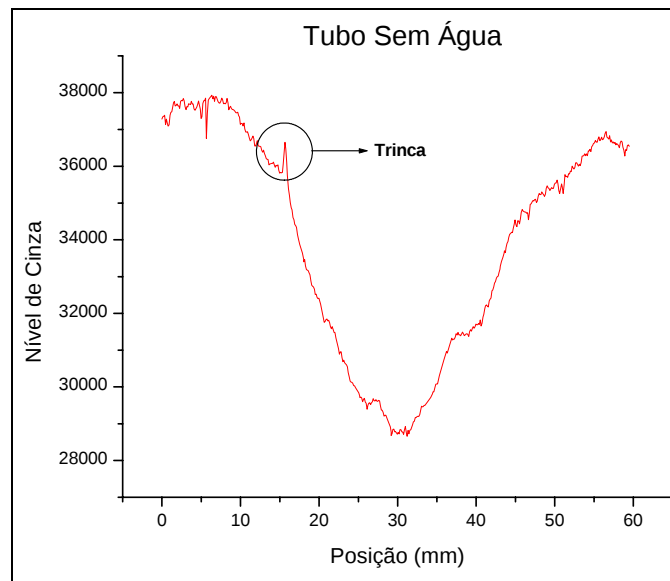


Figura IV.37 – Perfil de linha transversal ao cordão de solda da amostra 2, para a condição de tubo sem água e sem simulação de revestimento.

A figura IV.38 mostra a imagem radiográfica do cordão solda da amostra 2, para a condição de ensaio de tubo sem água e com simulação de revestimento. O tempo de exposição utilizado para a obtenção desta imagem foi de 1200 segundos.



Figura IV.38 – Imagem radiográfica do cordão de solda da amostra 2, sob a condição de tubo sem água e com simulação de revestimento

A figura IV.39 mostra o perfil de linha transversal ao cordão de solda da amostra 2, para a condição de ensaio de tubo sem água e com simulação de revestimento.

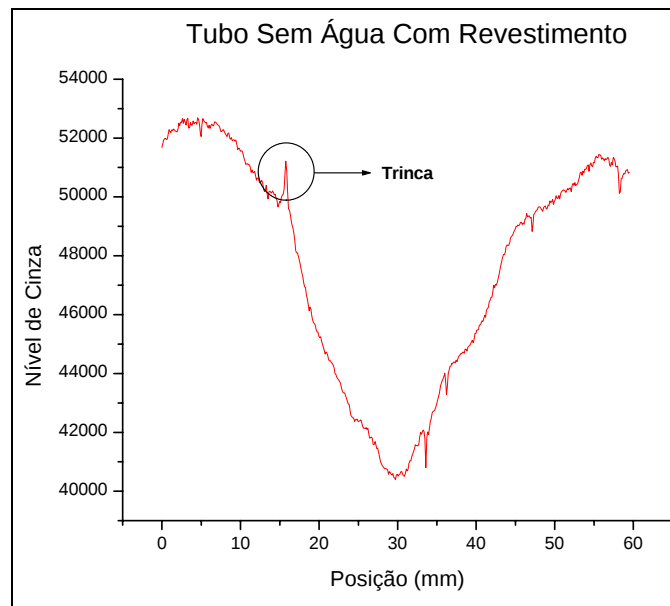


Figura IV.39 – Perfil de linha transversal ao cordão de solda da amostra 2, para a condição de tubo sem água e com simulação de revestimento.

A figura IV.40 mostra a imagem radiográfica do cordão solda da amostra 2, para a condição de ensaio de tubo com água e sem simulação de revestimento. O tempo de exposição utilizado para a obtenção desta imagem foi de 2400 segundos.



Figura IV.40 – Imagem radiográfica do cordão de solda da amostra 2, sob a condição de tubo com água e sem simulação de revestimento

A figura IV.41 mostra o perfil de linha transversal ao cordão de solda da amostra 2, para a condição de ensaio de tubo com água e sem simulação de revestimento.

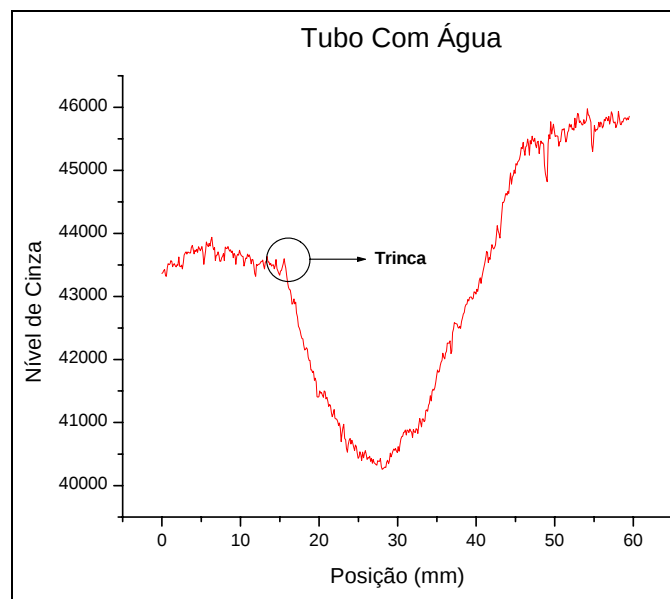


Figura IV.41 – Perfil de linha transversal ao cordão de solda da amostra 2, para a condição de tubo sem água e sem simulação de revestimento.

A figura IV.42 mostra a imagem radiográfica do cordão solda da amostra 2, para a condição de ensaio de tubo com água e com simulação de revestimento. O tempo de exposição utilizado para a obtenção desta imagem foi de 3000 segundos.



Figura IV.42 – Imagem radiográfica do cordão de solda da amostra 2, sob a condição de tubo com água e com simulação de revestimento

A figura IV.43 mostra o perfil de linha transversal ao cordão de solda da amostra 2, para a condição de ensaio de tubo com água e com simulação de revestimento.

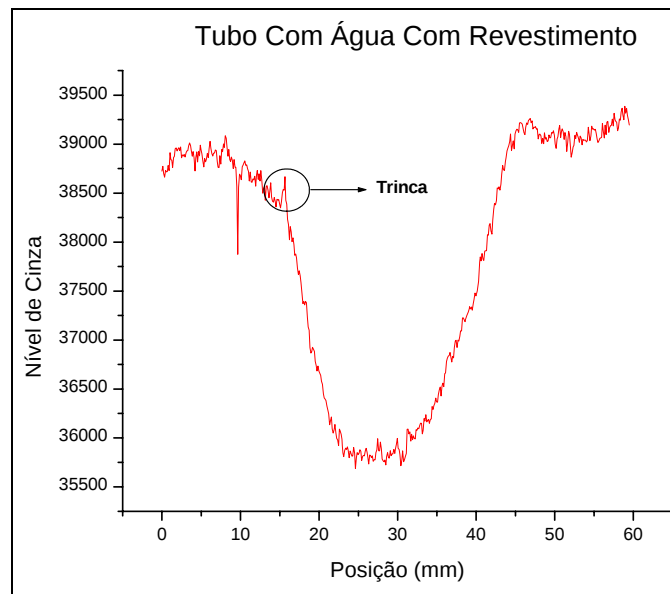


Figura IV.43 – Perfil de linha transversal ao cordão de solda da amostra 2, para a condição de tubo com água e com simulação de revestimento.

Em todas as imagens obtidas da amostra 2, a atividade da fonte de Irídio-192 foi de 22,4 Ci.

CAPÍTULO V

CONCLUSÕES

A análise da resolução espacial dos sistemas de radiografia computadorizada mostrou que equipamentos diferentes possuem resoluções espaciais diferentes, mesmo que sejam fisicamente idênticos. Isso se deve a forma como a *workstation* interpreta os sinais oriundos do leitor de *image plate*, como os algoritmos utilizados na reconstrução e exibição da imagem final. Isso pôde ser observado quando utilizamos *image plates* de dimensões diferentes. Foi constatado que o sistema GE CR100, independente do tamanho da placa de fósforo, gera imagens com *pixel* de 100 μm . Já para o sistema Kodak ACR-2000i, o tamanho do *pixel* é variável em função do tamanho do *image plate*, onde foram obtidos *pixel* de 86 μm para *image plates* de 35 x 43 cm e *pixel* de 37 μm para *image plates* de 12,5 x 19,2 cm. Essa diferença contribuiu para que em todos os *image plates* utilizados a resolução espacial fosse melhor no sistema da Kodak do que no sistema fabricado pela GE.

Com relação aos diferentes fabricantes de placas de fósforo, pode-se observar que para ambos os sistemas, os *image plates* de alta resolução fabricados pela Perkin Elmer, ou seja, Perkin Super Resolution e Perkin Multi Purpose, alcançaram os melhores resultados. Isso poderia já ser esperado, devido às características físicas do próprio *image plate*, como a reduzida espessura da placa e a utilização da coloração azul na camada de fósforo, que minimiza a absorção da luz de luminescência e otimiza a absorção do feixe de estimulação.

Pode ser observado também que, em todos os casos a resolução espacial foi melhor na posição perpendicular em relação à direção de varredura do feixe de laser do que na paralela, conforme previsto teoricamente.

Com relação a análise da relação sinal ruído, no geral foram obtidos melhores resultados para o sistema Kodak. Novamente de acordo com o esperado teoricamente, os *image plates* que tiveram os valores de SNR mais baixos foram os de alta resolução

fabricados pela Perkin Elmer, pois como possuem uma menor espessura da camada de fósforo, sua eficiência de absorção da radiação diminui, necessitando de mais tempo de exposição.

A análise espectral das fontes utilizadas em radiografia industrial mostrou o comportamento da atenuação das linhas energéticas dos isótopos em função das densidades e espessuras dos materiais utilizados como absorvedores.

Foi possível constatar que a utilização de filtros de alumínio não é muito eficiente para estes isótopos, pois não é capaz de reduzir significativamente as linhas de baixa energia das fontes. Já os absorvedores de cobre, para as espessuras intermediárias, mostraram-se de bastante eficiência na redução das baixas energias de todas as fontes, sem diminuir significativamente a intensidade das energias mais elevadas. Isso pode ser de grande utilidade, pois reduz significativamente o ruído gerado pela interação destas baixas energias na imagem final, sem que haja um grande acréscimo no tempo de exposição. Porém, outros estudos devem ser realizados para observar a sua influência na qualidade da imagem, analisando parâmetros como a resolução espacial e a relação sinal ruído. Os filtros de chumbo com espessuras de 4 mm mostraram-se capazes de absorver praticamente toda a intensidade das energias mais altas do Se-75 e do Yb-169, produzindo ainda raios X característicos do chumbo com significativa intensidade, provando a falta de propósito de sua utilização na realização de radiografias com estas fontes. Para a fonte de Ir-192, filtros de 4 mm de chumbo foram capazes de reduzir a intensidade das linhas energéticas mais altas pela metade, porém absorvendo em torno de 75% da intensidade das energias mais baixas. Assim como para os filtros de cobre, estudos complementares devem ser realizados para observar a influência deste material na qualidade da imagem, de modo a determinar a validade de sua utilização.

Nestas análises foi possível observar que o método experimental concorda com o método de simulação utilizado, gerando resultados com uma pequena margem de incerteza. Assim, o método de simulação da atenuação mostrou-se bastante útil, como uma maneira prática e confiável de se determinar o tipo e a espessura de filtro a ser utilizada na execução de uma inspeção radiográfica, de acordo com os requisitos necessários para cada ocasião.

Para as radiografias da amostra 1, todos os defeitos puderam ser claramente identificados visualmente, sem a necessidade de processamento das imagens. Além disso, provou-se a possibilidade de realização da inspeção com um tempo de exposição reduzido, otimizando a produtividade e sem perda de informação na imagem.

Para as radiografias da amostra 2, a trinca no cordão de solda pode ser detectada em todas as situações, sendo que para as duas últimas condições o defeito foi melhor percebido através do perfil de linha transversal ao cordão de solda.

O emprego da radiografia computadorizada utilizando radiação γ mostrou-se bastante viável nos ensaios em condições submarinas, próximas as situações encontradas no campo. As vantagens da utilização desta técnica estão na maior rapidez e confiabilidade dos resultados obtidos. Além disso, devido a grande gama de possibilidades de processamento das imagens, evita-se perda de tempo com radiografias mal expostas, já que é possível compensar digitalmente a baixa de qualidade de imagem, sem a necessidade de repetições de exposições. Isso torna a técnica bastante atrativa para o uso em inspeções *offshore*, onde são encontrados os mais variados tipos de defeitos em situações quase sempre adversas e difíceis de inspecionar.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ANDREUCCI, R., “**Radiologia Industrial**”, disponível na internet no site <http://www.infosolda.com.br/andreucci> em 15/1/2007.

BÉ, M. M., SCHÖNFELD, E., **Comments on Evaluation of Decay Data**, Comments on Evaluation, Decay Data Evaluation Project, BNM – CEA/LNHB, 2001.

BÉ, M. M., SCHÖNFELD, E., **Table de Radionucléides**, Decay Data Evaluation Project, BNM – CEA/LNHB, 2004.

BROWNE, E., **Comments on Evaluation of Ir^{192} β^- and Electron Capture Decay Data**, Comments on Evaluation, Decay Data Evaluation Project, BNM – CEA/LNHB, 1997.

BROWNE, E., SCHÖNFELD, E., **Se^{75} – Comments on Evaluation of Decay Data**, Comments on Evaluation, Decay Data Evaluation Project, BNM – CEA/LNHB, 1996.

BROWNE, E., **Table de Radionucléides**, Decay Data Evaluation Project, BNM – CEA/LNHB, 2003.

CORREA, S. C. A., **Avaliação da Correlação de Grandezas Utilizadas para Determinação de kVp com Contraste da Imagem**, Dissertação de Mestrado – COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, RJ, Brasil, 2005.

DITABIS, “**DITABIS Imaging Plate Tecnology for all Applications in Transmission Eletronic Microscopy**” – disponível na internet no site <http://www.ditabis.com> em 15/01/2007.

DOLBANYA, I. P., KULIPANOV, G. N., LYAKH, *et al.*, “Micro Spatial Resolution X-ray Image Plates With Non-erasing Reading”, **Nuclear Instruments and Methods in Physics Research**, vol. 359, pp. 376-378, 1995.

EWERT, U., STADE J., “Comparative analysis of image quality from X-ray radiography and gamma radiography using selenium 75 and iridium 192”, **Materials Evaluation**, vol. 57, n°2, pp. 117-121, 1999.

EWERT, U., ZSCHERPEL, U., “Radiographic Testing - A Comparison of Standards for Classical and Digital Industrial Radiology”, **15th WCNDT – World Conference on NDT**, October/2000, Rome, Italy.

EWERT, U., ZSCHERPEL, U., BAVENDIEK, K., “Film Replacement By Digital X-Ray Detectors – The Correct Procedure and Equipment”, **16th WCNDT – World Conference on NDT**, August-September/2004, Montreal, Canada.

GURVICH, A. M., HALL, C., KAMENSKIKH, I. A. *et al.*, “Phosphors for Luminescent Imaging Plates”, **Journal of X-ray Science and Technology**, vol. 6, pp. 48-62, 1996.

HALMSHAW, R., KOWOL, T., **Image Quality Indicators in Industrial Radiography**, Technical Information, IE-NDT Ltd, 2001.

HAYWARD P., CURRIE, D., “Radiography of Welds Using Selenium 75, Ir 192 and X-Rays”, **12th A-PCNDT 2006 – Asia-Pacific Conference on NDT**, November/2006, Auckland, New Zealand.

HELMER, R. G. *et al.*, **Gamma-Ray Spectrum Catalogue – Ge and Si Detectors Spectra**, Idaho National Engineering & Environmental Laboratory, Idaho, USA, 1998.

JOSÉ, J. C. V., MILANI, H. S. B., PAES, E. A. O. *et al.*, “Vantagens Obtidas em Radioproteção Quando do Uso do Ensaio de Radiografia Computadorizada – RC (Digital) em Plantas de Processo”, **3rd Pan-American Conference For Nondestructive Testing**, Junho/2003, Rio de Janeiro, Brasil.

JOSÉ, J. C. V., MILANI, H. S. B., “Radiografia Computadorizada para Avaliação de Mecanismos de Deterioração e Medição de Espessura Remanescente em Tubulações de

Processo”, **3rd Pan-American Conference For Nondestructive Testing**, Junho/2003, Rio de Janeiro, Brasil.

MANGO, S. A., “How to Evaluate the Radiographic Performance Envelope of a Computed Radiography System”, **Materials Evaluation**, vol. 64, n° 3, pp. 297-302, 2006.

MARINHO, C. A., CAMERINI, C., LOPES, R. T. *et al.*, “Novas Aplicações da Técnica de Radiografia Computadorizada em Ambiente *Offshore*”, **XXIV CONAEND – Congresso Nacional de Ensaios Não Destrutivos e Inspeção**, Julho/2006, São Paulo, Brasil.

MARINHO, C., CAMERINI, C., MAIA, C. *et al.*, “Gamma Ray System Operated by Robots for Underwater Pipeline Inspection”, **9th ECNDT – European Conference on NDT**, September/2006, Berlin, Germany.

OLIVEIRA, F. M., **Estudo de Sistema de Radiografia Computadorizada com Uso de Placas de Fósforo**, Dissertação de Mestrado – COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, 2004.

OLIVEIRA, D. F., MARINHO, LOPES, R. T. *et al.*, “Análise Espectral de Fontes de Radiação Utilizadas na Radiografia Industrial”, **XXIV CONAEND – Congresso Nacional de Ensaios Não Destrutivos e Inspeção**, Julho/2006, São Paulo, Brasil.

PrEN 14784-1:2004 – **Industrial Computed Radiography with Storage Phosphor Imaging Plates – Part 1: Classification of Systems**, June/2004.

PrEN 14784-2:2004 – **Industrial Computed Radiography with Storage Phosphor Imaging Plates – Part 2: General Principles for Testing of Metallic Materials Using X-Rays and Gamma Rays**, June/2004.

SCHÖNFELD, E., SCHÖTZIG, U., KLEIN, R., “Standardization and Decay Data of ¹⁶⁹Yb”, **Applied Radiation and Isotopes**, vol. 50, pp. 753-761, 1999.

SCURI, A. E., “**Fundamentos da Imagem Digital**”, disponível na internet no site http://mirrors.dotsrc.org/luu/curso-cgi/Notas_de_Aula/scuri.pdf em 15/1/2007.

SEIBERT, J. A., “Physics of Computed Radiography”, **41st Annual Meeting of the American Association of Physicists in Medicine**, July/1999, Nashville, USA.

SHILTON, M. G., “Advanced, Second-Generation Selenium-75 Gamma Radiography Sources”, **15th WCNDT – World Conference on NDT**, October/2000, Rome, Italy.

SHINOHARA, A. H., ACIOLI, E., KHOURY, J. H., “Avaliação da Técnica de Radiografia Digital em Gamagrafia”, **6^a COTEQ – Conferência Sobre Tecnologia de Equipamentos**, Agosto/2002, Salvador, Brasil.

SOOD, S. C., “**Corrosion Assessment with NDT Digital Radiography**”, disponível na internet no site <http://www.cituk-online.com> em 15/01/2007.

SPRAWLS, P., **Physical Principles of Medical Imaging**, Madison, Wisconsin: Medical Physics, 2 ed., Wisconsin, USA, 1995

TAKAHASHI, K., “Progress in Science and Technology on Photostimulable BaFX:Eu²⁺ (X = Cl, Br, I) and Imaging Plates”, **Journal of Luminescence**, vol. 100, pp. 307-315, 2002.

TAUHATA, L. et al., **Radioproteção e Dosimetria: Fundamentos**, Instituto de Radioproteção e Dosimetria, Comissão Nacional de Energia Nuclear, 5^a revisão, Rio de Janeiro, 2003.

THORNS, M., “The Quantum Efficiency of Radiographic Imaging with Image Plates”, **Nuclear Instruments and Methods in Physics Research**, vol. 378, pp. 598-611, 1996.

THORNS, M., “The Dynamic Range of X-ray Imaging With Image Plates”, **Nuclear Instruments and Methods in Physics Research**, vol. 389, pp. 437-440, 1997.

ZSCHERPEL, U., EWERT, U., OSTERLOH, K., “Unsharpness Characteristics of Digital Detectors for Industrial Radiographic Imaging”, **International Symposium on Computerized Tomography for Industrial Applications and Image Processing in Radiology**, March/1999, Berlin, Germany.